VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ
FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ODHAD KVALITY SIGNÁLŮ EKG
ECG QUALITY ESTIMATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE Jan Pospíšil
AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE Ing. Lukáš Smital, Ph.D.
SUPERVISOR

BRNO 2018

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**
Ústav biomedicínského inženýrství

Student: Jan Pospíšil ***ID:*** 171170
Ročník: 3 ***Akademický rok:*** 2017/18

NÁZEV TÉMATU:

Odhad kvality signálů EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku odhadu kvality signálů EKG. Proveďte literární rešerši nejčastěji používaných metod za přítomnosti různých typů rušení v dlouhodobých a zátěžových záznamech EKG. 2) Realizujte metodu založenou na spojitém výpočtu SNR a další vybrané metody a vše implementujte v programovém prostředí Matlab. 3) Funkčnost realizovaných metody ověřte na umělých datech (použijte např. EKG generátor z Physionet.org). Dosažené výsledky diskutujte. 4) Na základě předchozích poznatků navrhněte vlastní metodu odhadu kvality signálů EKG. 5) Ověřte robustnost vlastní navržené metody vůči různým druhům rušení a porovnejte ji s ostatními metodami. 6) Funkčnost navržených algoritmů otestujte na reálných záznamech EKG. 7) Proveďte diskusi dosažených výsledků, formulujte použitelnost jednotlivých metod.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SILVA, Ikaro; MOODY, George B.; CELI, Leo. Improving the quality of ECGs collected using mobile phones: The Physionet/Computing in Cardiology Challenge 2011. In: Computing in Cardiology, 2011. IEEE, 2011. p. 273-276.

[2] ORPHANIDOU, Christina, et al. Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: derivation and applications to wireless monitoring. IEEE journal of biomedical and health informatics, 2015, 19.3: 832-838.

Termín zadání: 5.2.2018 ***Termín odevzdání:*** 25.5.2018

Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital, Ph.D.
Konzultant:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:
Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se bude zabývat problematikou odhadu kvality signálů EKG, která je klíčovým parametrem pro stanovení diagnózy. Teoretická část se zabývá základními poznatky ohledně fyziologie srdce, elektrokardiografie a nakonec o typech rušení, které mohou během měření nastat. Následující praktická část se bude zabývat publikovanými metodami a vlastním návrhem metody pro odhad kvality signálu a jejich testování na umělých a reálných datech.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG signál, odhad kvality signálů, artefakty, SNR, SQI, vlnková transformace

ABSTRACT

This bachelor thesis deals with the question of estimation of the quality of the ECG signals, which is a key parameter for determining the diagnosis. The theoretical part deals with the basic knowledge concerning cardiac physiology, electrocardiography and finally the types of interferences that can occur during the measurement. The following practical part will deal with the published methods and the proposal of methods for estimating signal quality and their testing on artificial and real data.

KEYWORDS

ECG signal, estimation of signal quality, artifacts, SNR, SQI, wavelet transformation

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

POSPÍŠIL, J. Odhad kvality signálů EKG. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav Biomedicínského inženýrství, 2018. 46 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital, PhD.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Odhad kvality signálů EKG jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušil autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhl nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne ....

Jan Pospíšil

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji svému vedoucímu Ing. Lukáši Smitalovi, Ph.D. za jeho podporu a cenné rady při tvorbě této bakalářské práce. Další poděkování patří mojí rodině za morální podporu během studia.

V Brně dne ....

Jan Pospíšil

OBSAH

ÚVOD **1**

1 SRDCE **2**

1.1 ANATOMIE SRDCE 2

1.2 PŘEVODNÍ SYSTÉM SRDCE 3

1.3 ELEKTRICKÉ DĚJE MYOKARDU 3

2 ELEKTROKARDIOGRAFIE **5**

2.1 SNÍMÁNÍ EKG 5

2.1.1 Einthovenovy bipolární svody I, II, III *5*

2.1.2 Goldbergerovy svody aVR, aVL, aVF *6*

2.1.3 Hrudní svody V_1 až V_6 ..... *7*

2.2 ELEKTROKARDIOGRAM 8

2.3 TYPY ZÁZNAMŮ EKG 10

2.3.1 Klidové EKG *10*

2.3.2 Zátěžové EKG *10*

2.3.3 Dlouhodobé EKG *10*

3 RUŠENÍ **11**

DRIFT 11

3.1 SÍŤOVÝ BRUM 12

3.2 MYOPOTENCIÁLY 14

3.3 IMPULZNÍ RUŠENÍ 15

4 METODY ODHADU KVALITY SIGNÁLŮ **16**

4.1 ECG HUMAN ANNOTATIONS 16

4.2 SIGNAL QUALITY INDICES (SQI) 17

4.3 INSTANTEOUS HEART RATE (IHR) 19

5 SIGNAL-TO-NOISE RATIO (SNR) **21**

5.1 VYTVOŘENÍ UMĚLÝCH DAT 21

5.2 FILTRAČNÍ METODA 22

5.3 ODHAD KVALITY SIGNÁLU POMOCÍ SNR 24

6 VLASTNÍ METODA ODHADU KVALITY SIGNÁLŮ EKG **26**

6.1 KATEGORIE KVALITY EKG 26

6.1.1 Kategorie Q1 ..... *26*

6.1.2 Kategorie Q2 ..... *26*

6.1.3 Kategorie Q3 ..... *27*

6.2 POPIS VLASTNÍ METODY 27

7 TESTOVÁNÍ NAVRŽENÝCH METOD 30
7.1 TESTOVÁNÍ NA UMĚLÝCH DATECH 30
7.1.1 Signal quality indicies (SQI) 30
7.1.2 Signal-to-noise ratio (SNR) 31
7.1.3 Vlastní metoda 33
7.2 TESTOVÁNÍ NA REÁLNÝCH DATECH EKG 36
7.2.1 SQI 36
7.2.2 Vlastní metoda 39
7.3 POROVNÁNÍ METOD 45
ZÁVĚR 46
LITERATURA 47

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1.1 Anatomická struktura srdce [2] 2
Obrázek 1.2 Převodní systém srdeční [3] 3
Obrázek 1.3 Průběh akčního potenciálu srdeční buňky (0-depolarizace, 1-transpolarizace, 2-fáze plató, 3-depolarizace, 4-klidový membránový potenciál) [4] 4
Obrázek 2.1 Eithovenovy bipolární svody [5] 6
Obrázek 2.2 Goldbergerovy unipolární svody [5] 7
Obrázek 2.3 Vlevo vytvoření Wilsonovy svorky, vpravo rozmístění elektrod V1 až V6 [5] 7
Obrázek 2.4 Průběh signálu EKG [7] 8
Obrázek 3.1 Průběh signálu EKG s driftem 12
Obrázek 3.2 Signál EKG po odstranění driftu 12
Obrázek 3.3 Frekvenční spektrum driftu [10] 12
Obrázek 3.4 Signál EKG postižený brumem 13
Obrázek 3.5 Vyfiltrovaný signál EKG bez brumu 13
Obrázek 3.6 Frekvenční spektrum brumu (v tomto případě síť s f = 60 Hz) [10] 13
Obrázek 3.7 Obrázek 3.7 Signál EKG zarušený myopotenciály 14
Obrázek 3.8 Frekvenční spektrum EMG [10] 14
Obrázek 3.9 Signál s impulzním rušením 15
Obrázek 3.10 Signál po průchodu filtrem 15
Obrázek 4.1Blokové schéma metody SQI 18
Obrázek 4.2 Vykreslení jednotlivých segmentů a výpočet šablony 18
Obrázek 4.3 Nahoře: Vstupní signál EKG s detekovanými R-vlnami Dole: Průběh signálu IHR [15] 19
Obrázek 4.4 Průběhy statistických funkcí na signálech EKG a IHR [15] 20
Obrázek 5.1 Nahoře: uměle vytvořený signál EKG, Uprostřed: umělé rušení které se aplikuje na generovaný signál, Dole: signál s rušením 21
Obrázek 5.2 Schéma vlnkového winerovského filtru založené na metodě pilotního odhadu [17] 22
Obrázek 5.3 Porovnání adaptivního prahu (červeně) s pevným prahem (zeleně) [17] 23
Obrázek 5.4 Nahoře: zašuměný signál, následuje výstup filtru, šumová složka a dole spojitý průběh SNR 24
Obrázek 6.1 Signál kategorie Q1 26
Obrázek 6.2 Signál kategorie Q2 26
Obrázek 6.3 Signál kategorie Q3 27
Obrázek 6.4 Blokové schéma metody 27
Obrázek 6.5 Originální signál s rušením, následná filtrace, spojitý průběh SNR a detekce R vln 28
Obrázek 6.6 Hodnocení úseků signálu EKG 29
Obrázek 7.1 Průběh signálu *testSQI_250.mat* s různou intenzitou rušení EMG a detekce R vln. 30
Obrázek 7.2 Vykreslení jednotlivých segmentů a výpočet průměrné šablony 31
Obrázek 7.3 Testování průběhu SNR na signálu *testSNR1_250.mat* 32
Obrázek 7.4 Testování průběhu SNR na signálu *testSNR2_250.mat* 32
Obrázek 7.5 Testování signálu *testVM1_250.mat* 33
Obrázek 7.6 Výsledné hodnocení signálu *testVM1_250.mat* 33

Obrázek 7.7 Testování signálu *testVM2_250.mat* 34
Obrázek 7.8 Výsledné hodnocení signálu *testVM2_250.mat* 34
Obrázek 7.9 Testovací signál *118m.mat* 36
Obrázek 7.10 Segmentace a výpočet šablony signálu *118m.mat* 36
Obrázek 7.11 Testovací signál *230m.mat* 37
Obrázek 7.12 Segmentace a výpočet šablony signálu *230m.mat* 37
Obrázek 7.13 Testování signálu *233m.mat* 38
Obrázek 7.14 Segmentace a výpočet šablony signálu *233m.mat* 38
Obrázek 7.15 Testování signálu *118m.mat* 39
Obrázek 7.16 Hodnocení úseků signálu *111m.mat* 40
Obrázek 7.17 Testování signálu *t114sm.mat* 41
Obrázek 7.18 Hodnocení signálu *t114sm.mat* 41
Obrázek 7.19 Testování signálu *a00m.mat* 42
Obrázek 7.20 Hodnocení signálu *a00m.mat* 43
Obrázek 7.21 Testování signálu *104m.mat* 44
Obrázek 7.22 Hodnocení signálu *104m.mat* 44

SEZNAM TABULEK

Tabulka 6.1 Hodnoty SNR a korelačních koeficientů úseků 29
Tabulka 7.1 Výsledné hodnoty signálu *testVM1_250.mat* 34
Tabulka 7.2 Výsledné hodnoty signálu *testVM2.mat* 35
Tabulka 7.3 Výsledné hodnoty signálu *111m.mat* 40
Tabulka 7.4 Výsledné hodnoty signálu *t114sm.mat* 41
Tabulka 7.5 Výsledné hodnoty signálu *a00m.mat* 43
Tabulka 7.6 Výsledné hodnoty signálu *104m.mat* 44

ÚVOD

Už podle názvu bakalářské práce lze stanovit, čím se bude zabývat a co bude její hlavní náplní.

Srdce představuje jeden z nejdůležitějších orgánů, bez kterého by nebylo možno žít. Jeho práce začíná již během prvních týdnů embryonálního vývoje a pokračuje až do smrti jedince. Bohužel s přibývajícím věkem a s novými životními trendy souvisí také celá řada onemocnění srdce, která mají na svědomí značnou část celkových úmrtí na světě. Většina onemocnění jsou velice vážná a je třeba je léčit. Bez léčby může dojít k závažným komplikacím a výrazně se tak sníží životní kvalita.

Pro stanovení, či je srdce zdravé, nebo trpí poruchou, slouží osvědčená metoda Elektrokardiografie. Podrobnější popisem této metody se bude zabývat kapitola č.2. Ze získaných dat lze následně usoudit, zda je srdce zdravé, nebo je postiženo srdečním onemocněním. Při samotném snímání ale dochází ke zkreslování výsledných dat vlivem rušení a vznikem artefaktů. Rušení způsobují elektrické přístroje v blízkosti měření, artefakty vznikají přítomností cizích biosignálů. Nežádoucí složky se snažíme eliminovat pomocí filtrů a algoritmů. Úkolem této bakalářské práce bude analyzovat signály EKG při použití různých metod a ohodnotit jejich výslednou kvalitu, která je klíčovým parametrem pro diagnostiku.

V první kapitole je popsána teorie týkající se anatomické struktury srdce, převodního systému a elektrických dějů, které probíhají v srdeční svalovině (myokardu). Kapitola druhá se zabývá způsoby měření EKG a jednotlivými segmenty křivky. Následující kapitola nám přiblíží problematiku rušení a vedlejších jevů, které ovlivňují výstupní data a je třeba je odstranit za pomoci filtračních metod. V dalších kapitolách se dostáváme k předmětu této práce. Budou zde popsány jednotlivé metody odhadu kvality krátkodobých i dlouhodobých signálů a jejich otestování na umělých a následně na reálných datech, včetně diskuze získaných údajů.

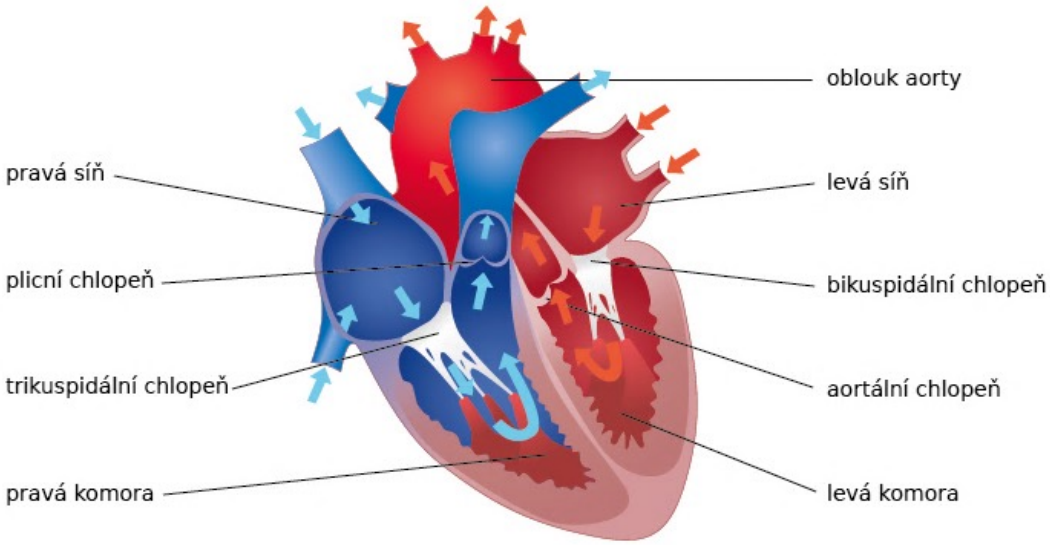
1 SRDCE

1.1 Anatomie Srdce

Srdce (latinsky „cor“) je orgán uložený v hrudníku mezi laloky plic. Neustálými stahy (systola) a uvolněním (diastola) zajišťuje oběh krve krevním řečištěm, a tím umožňuje přenos živin, plynů a odpadních metabolitů v krvi. Je to tedy výkonné čerpadlo, které se skládá ze dvou jednotek spojené do série. Každá jednotka je tvořena síní a komorou oddělené od sebe chlopněmi. Síň představuje rezervoár krve a komora pumpu. Obě tyto jednotky mají stejný srdeční výdej, rytmus a minutový objem krve, avšak tlakové poměry komor se značně liší. Levá komora musí překonat pětkrát vyšší odpor, než pravá.

Odkysličená žilní krev je přiváděna dolní dutou žílou do pravé síně a následně čerpána pravou komorou do malého (plicního) oběhu a pak do plic, kde dojde k výměně plynů. Okysličená krev je přiváděna plicními žilami z plic do levé síně a levou komorou je vybuzena do velkého (tělního) oběhu a následně do orgánů a tkání.

Srdce je řízeno několika kontrolními a regulačními mechanismy, které se vyvinuly během fylogenetického vývoje. Zajišťují pravidelnou práci, ale i přizpůsobení na zvýšené nároky organismu během zvýšení aktivity. Dále je srdce řízeno vegetativním nervovým systémem – sympatikus, který zvyšuje aktivitu a tlumící parasympatikus. [1]

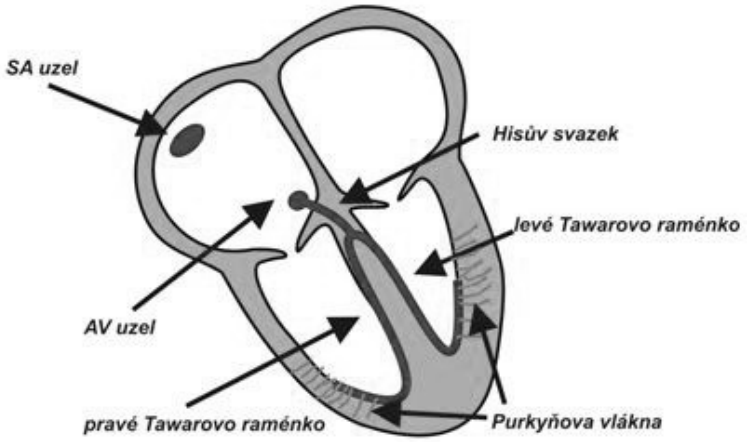


Obrázek 1.1 Anatomická struktura srdce [2]

1.2 Převodní systém srdce

Srdeční práci lze rozdělit na složku elektrickou a mechanickou. Během vývoje se část buněk srdce přetvořila pouze na tvorbu a přenos elektrického signálu – *převodní systém srdeční.* Tyto buňky se odlišují od ostatních buněk srdce svojí strukturou, obsahují velké množství glykogenu a mají malý počet myofibril (nedochází ke stahu).

Převodní sytém začíná v sinoatriálním uzlu (SA), který je místem vzniku vzruchu a označuje se jako srdeční pacemaker (udavatel rytmu). Vzruch se z SA uzlu šíří preferenčními vlákny do atrioventrikulárního uzlu (AV). AV uzel zpomaluje vedení vzruchu a tím se dosáhne nutného odstupu mezi stahem síní a komor. V případě poškození SA uzlu se AV uzel stává zdrojem vzruchu a označuje se tedy jako sekundární pacemaker. Z AV uzlu se vzruch šíří Hisovým svazkem. U zdravého srdce je to jediné místo, kudy si šíří signál ze síní na komory. Jinak jsou síně a komory izolovány vazivovým skeletem a chlopněmi.. Vzruch se dále šíří do Tawarových ramének (pravé, levé) a ty se následně větví na Purkyňova vlákna, která rozvádí vzruch do pracovních buněk myokardu. Tyto pracovní buňky se vyznačují centrálně uloženým jádrem, velkým množstvím mitochondrií a myofibril umožňující srdeční stah. [1]



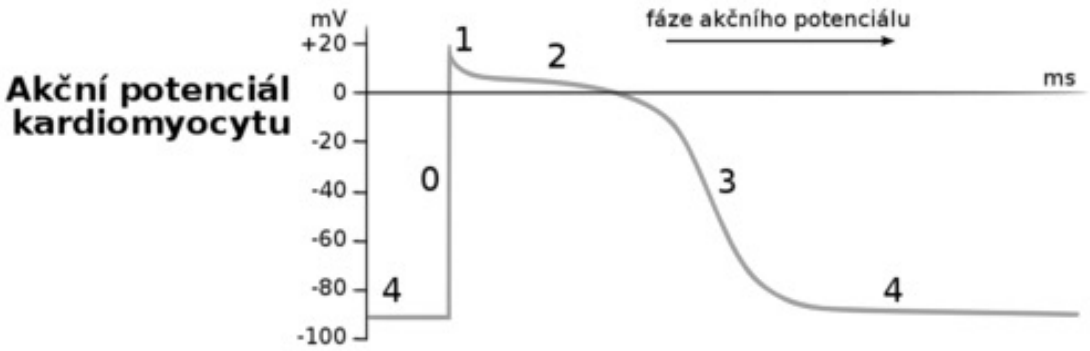
Obrázek 1.2 Převodní systém srdeční [3]

1.3 Elektrické děje myokardu

Srdeční svalovina má kromě stažlivosti další elektrofyziologické vlastnosti. Mezi ně patří vodivost, automacie a dráždivost. Dráždivost spočívá v existenci klidového membránového napětí, kdy jej dostatečně silný podnět změní na akční napětí. Klidové napětí buněk myokardu je -70 až -90 mV.

První fáze akčního napětí buněk myokardu – depolarizace a transpolarizace (překmit do kladných hodnot) je zodpovědná za šíření, tj. vodivost. Následuje repolarizace se zpožděním 250 až 300 ms za depolarizací. Zpoždění je způsobeno vlastností membrány pro sodík a během této fáze nemůže dojít k dalšímu podráždění buňky. Tato fáze se označuje se jako Plató.

U pracovních buněk myokardu je stálá hodnota klidového membránového napětí, avšak u buněk převodního systému lze pozorovat menší pokles membránového napětí směrem ke kladným hodnotám, dochází tak ke spontánní depolarizaci. Tato vlastnost je podkladem automacie – schopnost buněk tvořit samovolně vzruchy.[1]



Obrázek 1.3 Průběh akčního potenciálu srdeční buňky (0-depolarizace, 1-transpolarizace, 2-fáze plató, 3-depolarizace, 4-klidový membránový potenciál) [4]

2 ELEKTROKARDIOGRAFIE

Elektrokardiografie (EKG) je metoda snímání elektrické aktivity srdečního svalu v čase pomocí elektrod umístěnými na povrchu těla pacienta. Signál se postupně šíří ze srdce z místa vzniku do těla. Výsledek měření se nazývá elektrokardiogram. Lékař následně hodnotí vzhled výsledných křivek, tvar, velikost a případné výchylky od normálního (fyziologického) stavu. EKG umožňuje odhalení většiny závažných patologických jevů tykající se srdce. Jedná se zejména o arytmie, infarkt myokardu, ischemie, blokace ramének či jiná poškození. Výhodou této metody je, že se jedná o rychlé, neinvazivní a bezbolestné vyšetření, které neohrožuje pacienta, na kterém probíhá měření.

2.1 Snímání EKG

Elektrokardiogram je záznam časové změny elektrického potenciálu vyvolané srdeční aktivitou a jeho průběh snímáme pomocí přístroje elektrokardiografu na milimetrový papír, nebo v digitální podobě na monitoru. Ke snímání elektrické aktivity slouží elektrody zapojené do svodů. Pokud se rozdíl potenciálů snímá mezi dvěma elektrodami, jedná se o *bipolární svod*. Spojí-li se elektrody dohromady přes dostatečně velký odpor, dostáváme místo s nulovým potenciálem – Wilsonovou svorku. Pokud se měří napětí na elektrodě vůči této svorce, jedná se o *unipolární svod*. [1]

Snímání bylo zavedeno do praxe na počátku 20. století holandským fyziologem Willemem Einthovenem. Používali se dnešní bipolární končetinové svody (I, II, III) tvořící Eithovenům trojúhelník, v jehož těžišti leží srdce. V současné době se používá 12-svodové EKG, které se skládá ze 3 bipolárních končetinových svodů, 3 unipolárních Goldbergerových svodů a 6 unipolárních hrudních svodů. Za určitých okolností lze přidat další svody.

2.1.1 Einthovenovy bipolární svody I, II, III

Označuji se jako standartní končetinové svody a měří rozdíly potenciálů mezi jednotlivými vrcholy trojúhelníku. Platí pro ně následující vztahy: [5]

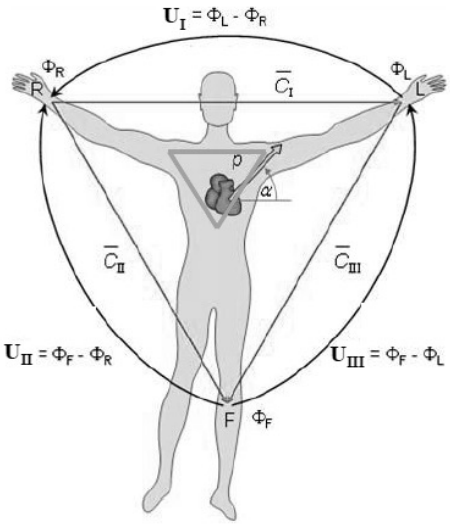
$$\mathrm{U}_I = \Phi_L - \Phi_R$$

$$\mathrm{U}_{II} = \Phi_F - \Phi_R \tag{2.1}$$

$$U_{III} = \Phi_F - \Phi_L$$

$$U_I = U_{II} - U_{III}\ , \tag{2.2}$$

kde U je napětí příslušného svodu a Φ je potenciál příslušného místa.



Obrázek 2.1 Eithovenovy bipolární svody [5]

2.1.2 Goldbergerovy svody aVR, aVL, aVF

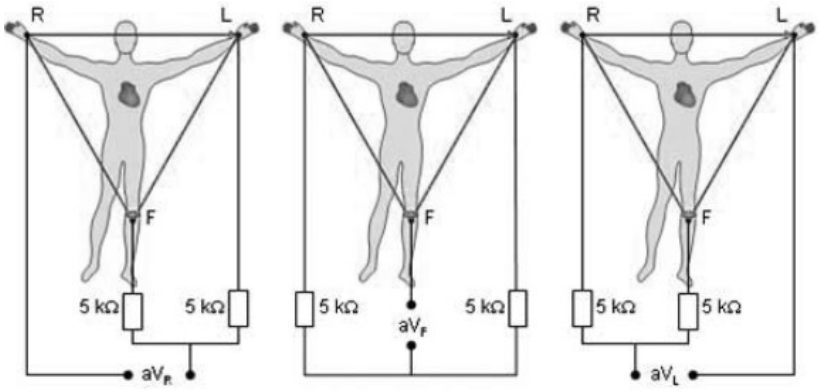
Unipolární Goldbergerovy svody měří rozdíly potenciálů vrcholů trojúhelníku proti průměrnému potenciálu protilehlé strany. (Obr. 2.2) Příslušná napětí se z jednotlivých potenciálů dají vyjádřit:

$$U_{avR} = \Phi_R - \frac{\Phi_L + \Phi_F}{2}$$

$$U_{avL} = \Phi_L - \frac{\Phi_R + \Phi_F}{2} \tag{2.3}$$

$$U_{avF} = \Phi_F - \frac{\Phi_L + \Phi_R}{2},$$

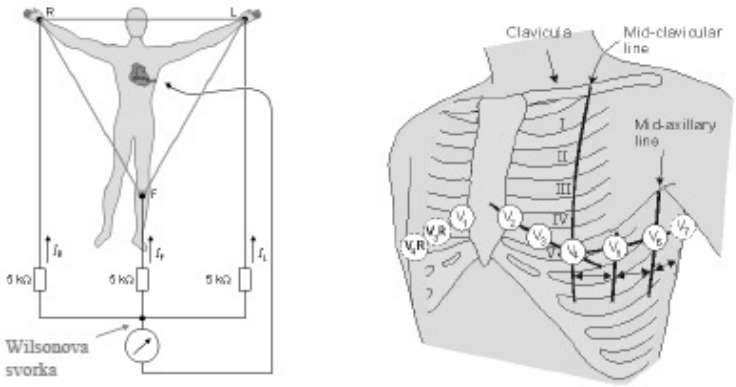
kde U je napětí příslušného svodu a Φ je potenciál příslušného místa. [5]



Obrázek 2.2 Goldbergerovy unipolární svody [5]

2.1.3 Hrudní svody V_1 až V_6

Unipolární hrudní svody V_1 až V_6 byly zavedeny za předpokladu, že potenciály v různých místech hrudníku jsou ovlivňovány především nejbližší částí srdce. Tomu odpovídá rozmístění elektrod. Napětí se měří proti Wilsonově svorce s nulovým potenciálem.



Obrázek 2.3 Vlevo vytvoření Wilsonovy svorky, vpravo rozmístění elektrod V1 až V6 [5]

Při měření se obvykle měření pouze 8 svodů. Zbytek svodů lze spočítat z následujících vztahů:

$$U_{avR} = -U_{II} + \frac{U_{III}}{2}$$

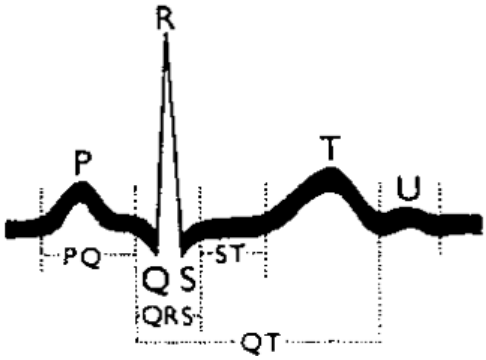
$$U_{avL} = U_I - \frac{U_{II}}{2} \tag{2.4}$$

$$U_{avR} = U_{III} + \frac{U_I}{2},$$

kde U je napětí příslušného svodu. [5]

2.2 Elektrokardiogram

Záznam jednoho průběhu křivky EKG s jednotlivými segmenty je znázorněn na Obr. 2.4.



Obrázek 2.4 Průběh signálu EKG [7]

Vlna P představuje postupnou depolarizaci levé a pravé síně a. Při fyziologickém stavu se jedná o pozitivní vlnu s hladkým průběhem nacházející se před každým komplexem QRS, netrvá více než 110 ms a její amplituda není vyšší než 2,5 mm (0,25 mV). Pokud by amplituda přesahovala danou mez, jedná se o hypertrofii a tento stav označujeme *P pulmonare*. Při prodlouženém časovém intervalu se jedná o dilataci síní – *P mitrale*. Vlna P se nejlépe popisuje ve svodech I a II, kde by měla být pozitivní. Pokud by tomu tak nebylo, jednalo by se o patologický nález. Dále se sleduje ve svodu III, kde má bipolární charakter, tzn. je negativní, či pozitivní.

PQ interval odpovídá systole síní a zdržení vzruchu v AV uzlu. Odděluje vlnu P od začátku komplexu QRS. Ten začíná kmitem Q nebo R, podle toho označujeme interval PQ nebo PR, avšak oba intervaly mají stejný význam. Fyziologické hodnoty intervalu PQ se pohybují mezi 120 až 200 ms. Zkrácený interval PQ ukazuje na preexcitační syndrom, kdy vzruch z SA uzlu obchází AV uzel . Pokud by byl interval PQ delší než fyziologické hodnoty, jedná se o blokaci AV uzlu.

Komplex QRS představuje stah obou komor myokardu a u zdravého srdce trvá do 110 ms s amplitudou až 3 mV. Hodnotíme na něm celkovou dobu trvání, přítomnost a trvání kmitu Q a nakonec Sokolowovy indexy, kterými zle určit tloušťku srdeční stěny.

Komplex se skládá se ze tří typů kmitů. První negativní kmit Q, jehož přítomnost hodnotíme ve všech svodech a trvání nepřesahuje 30 ms. Prodloužení nad 40 ms ukazuje na jizvu po infarktu myokardu. Druhý typ je pozitivní kmit R. Za normálního stavu se vyskytuje pouze jeden. Poslední typ kmitu se označuje S a je negativní.

Prodloužení komplexu QRS do 120 ms může indikovat neúplnou blokádu pravého raménka, infarkt myokardu nebo hypertrofii komor. Pokud bude prodloužení nad 130 ms, jedná se se blokaci pravého nebo levého raménka převodního systému. Komplex QRS je nejvýznamnějším segmentem celé křivky EKG a většina algoritmů je zaměřena právě na jeho detekci.

T vlna označuje úsek, kdy dochází ke komorové repolarizaci myokardu. Fyziologicky je doba trvání 200 ms s výchylkou 2-8 mm (0,2-0,8 mV) a má stejnou polaritu, jako největší kmit v komplexu QRS ve všech svodech s výjimkou svodu aVR, kde je negativní. Tvar by měl být hladký a kulovitý. Vysoká hrotnatá T vlna je typická pro aktuální infarkt.

Za vlnou T se někdy nachází pozitivní **vlna U** a její příčina je zatím neznámá. Jsou názory, že tato vlna je výsledkem repolarizace Purkyňových vláken.

ST interval se nachází mezi koncem komplexu QRS a začátkem vlny T a je výsledkem repolarizace obou komor. Začátek úseku se značí jako junkční bod. Úsek ST a vlna T jsou nejstabilnějšími částmi křivky EKG a jejich výchylky jsou způsobeny celou řadou příčin. Změny jsou nespecifické a jejich intepretace musí být v souvislosti s klinickým obrazem a anamnézou onemocnění.

QT interval se měří od začátku komplexu QRS až po konec vlny T. Jeho celková délka odpovídá depolarizaci a repolarizaci komor myokardu. Normální hodnoty se pohybují od 0,25 s do 0.50 s. Jiné hodnoty indikují chybně provedené měření nebo hodnocení EKG. Existují ale také léky, které prodlužují QT interval a dochází tak ke zvýšenému riziku arytmií.

RR interval je vzdálenost mezi dvěma komorovými komplexy. Při zrychlené tepové frekvenci dochází ke zkracování tohoto úseku. U zpomalování tepové frekvence jeho vzdálenost naopak roste. Intervaly se označují jako NN (normal to normal) a využívají se při analýze Variability srdečního rytmu (HRV). [6][7]

2.3 Typy záznamů EKG

2.3.1 Klidové EKG

Představuje vyšetření, kdy pacient leží v klidu. Délka záznamu bývá nejčastěji po dobu 10 s a hodnotí se rytmus a morfologická analýza. Kromě brumu a driftu je třeba počítat s výší přítomností myopotenciálů u pacientů, u kterých nemůže zaručit úplný klidový stav. Jedná se zejména o děti v nízkém věku. Zajímavé frekvenční pásmo signálu dosahuje 125 Hz a u dětí 150 Hz s doporučenou vzorkovací frekvencí f_{vz} = 500 Hz s kvantovacím krokem q = 2,5 μV. [5]

2.3.2 Zátěžové EKG

Jedná se o měření EKG signálu při jasně definované fyzické aktivitě pacienta. Slouží hlavně k diagnostice ischemické srdeční choroby, pro kterou je charakteristická změna segmentu ST při zvýšené zátěži. Jako zátěž se používá bicyklový ergometr nebo běžecký pás s postupným přidáváním zátěže. Samotné měření končí ve chvíli, pokud je dosažena požadovaná srdeční frekvence, dojde ke změně EKG křivky, nebo při vzniku komplikací.

Nevýhodou měření bývá vyšší rušení, především se jedná o drift a myopotenciály vyvolané pohybem. Potlačení musí probíhat v reálném čase a nesmí překročit určitou mez, jinak dojde k zastavení měření. Kromě filtrace musí také probíhat v reálném čase měření tepové frekvence, lokalizace začátků a konců komplexů QRS, stanovení úrovně nulové izolinie, určování sklonů segmentů ST ve všech 12 svodech a sledování trendu sklonů segmentů ST. [5]

2.3.3 Dlouhodobé EKG

Také označované jako *holterovské EKG,* slouží k dlouhodobému monitorování ohrožených pacientů. Používá se až 12 svodů během 24 hodin. Pacient má na těle umístěné elektrody s přístrojem a může se normálně pohybovat. Přístroj ukládá do paměti průběžně získaná data a po uplynutí 24 hodin dojde k jejich vyhodnocení. Hodnotí se variabilita srdečního rytmu, analyzují se arytmie a trendy sklonů segmentů ST ve všech svodech. [5]

3 RUŠENÍ

Během samotného měření a následného zisku dat dochází k ovlivňování celou řadou okolností. Může se jednat o prostředí, kterým se signál šíří, vzdáleností mezi výstupem a vstupem, cizí přístroje apod. Přenos bez rušení a artefaktů je pouze ideální představa a nikde se nevyskytuje. Vždy budou výsledná data ovlivněny nežádoucími složkami. Pomocí algoritmů a filtrů dochází k odstranění těchto nežádoucích složek, avšak dochází i k potlačení užitečné informace vlivem nedokonalostí. Je nutné, aby toto zkreslení nepřekročilo danou mez. V závislosti na vzniku zkreslení pozorujeme:

Rušení představuje nežádoucí signál, který vniká při pohybech během měření a používáním elektrických přístrojů v blízkosti měření jako jsou mobilní telefony, diagnostické a terapeutické přístroje. Typy rušení se z hlediska šířky frekvenčního pásma rozdělují na:

- Širokopásmové rušení (myopotenciály, impulzní rušení)
- Úzkopásmové rušení (drift, brum)

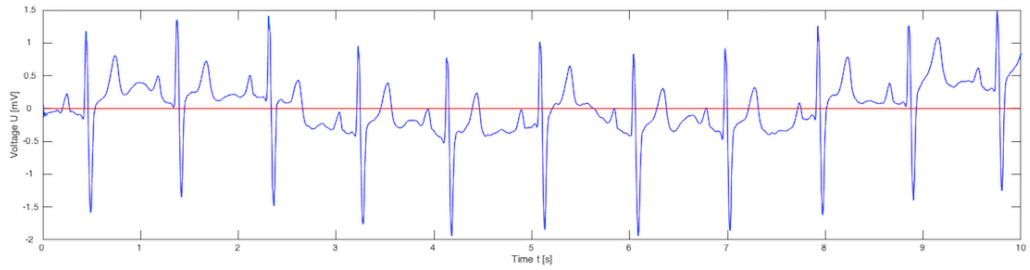
Artefakty představují nepřesnosti měření vzniklé přítomností cizích biosignálů (pohyby očí) nebo vzniklé v místě kontaktu elektrody s vyšetřovanou osobou (pot pod elektrodou, malé množství kontaktního gelu, mastná pokožka atd.)

Zkreslení signálu představuje změna jeho tvaru a jeho vznik souvisí s průchodem signálu přes tělo vyšetřované osoby, nebo samotnou měřící aparaturou při použití filtrů. [8][9]

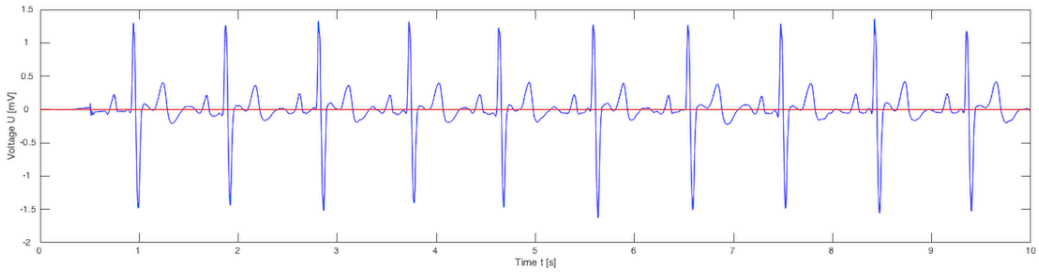
3.1 Drift

Drift neboli kolísání nulové izolinie je způsobeno dýcháním, pomalými pohyby pacienta a elektrochemickými ději na rozhraní kůže s elektrodou. Frekvence rušení dosahuje hodnot do 2 Hz a řadíme ho tak mezi úzkopásmové rušení. Jeho frekvenční spektrum se tedy překrývá s vlnami P a T. Proto filtrace musí být určitým kompromisem, aby nedošlo k potlačení užitečného signálu. Časový průběh signálu EKG s driftem je znázorněn na obr. 3.1. Na Obr. 3.2 je signál po odstranění driftu a na Obr. 3.3 je zobrazeno frekvenční spektrum driftu.

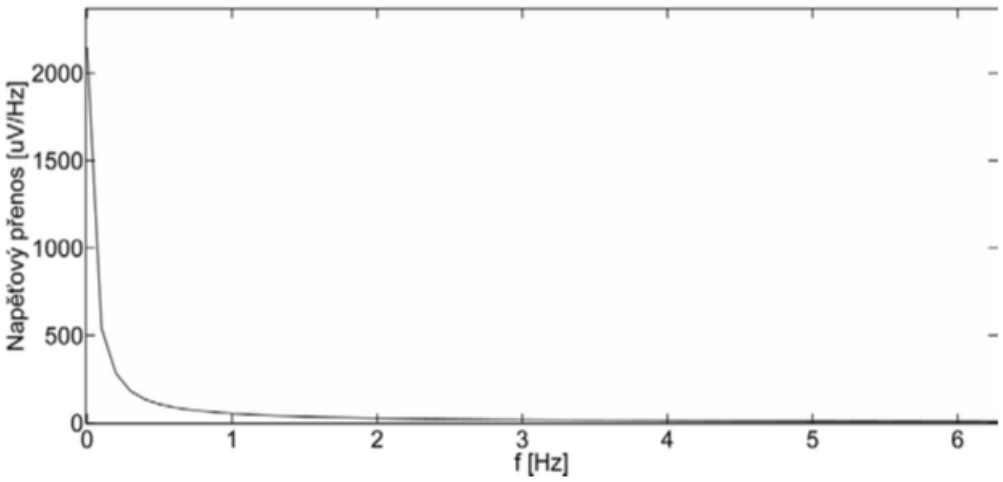
Drift lze odstranit použitím analogové horní propusti v podobě RC článku s doporučeným dolním mezním kmitočtem 0,05 Hz. Důvodem této nízké hodnoty je nelinearita fázové charakteristiky analogové HP, která trvá zhruba do 0,7 Hz. Spektrum užitečného signálu začíná právě v 0,7 Hz a nelinearita se nadále neprojeví. Další možnost k odstranění driftu je použití číslicového filtru typu FIR – horní propust např. $f = 1$ Hz.[5]



Obrázek 3.1 Průběh signálu EKG s driftem



Obrázek 3.2 Signál EKG po odstranění driftu

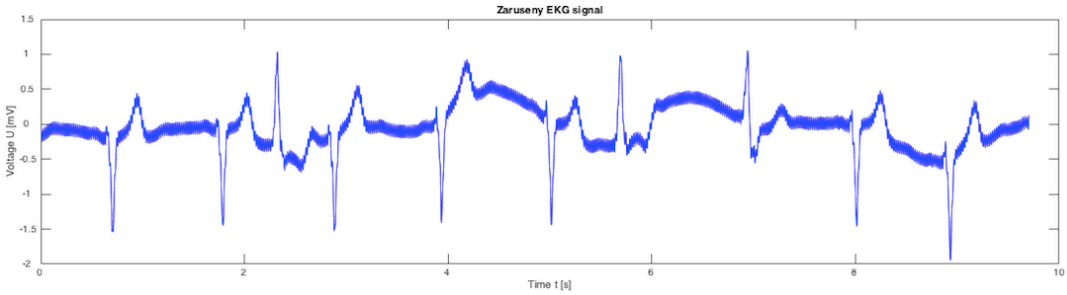


Obrázek 3.3 Frekvenční spektrum driftu [10]

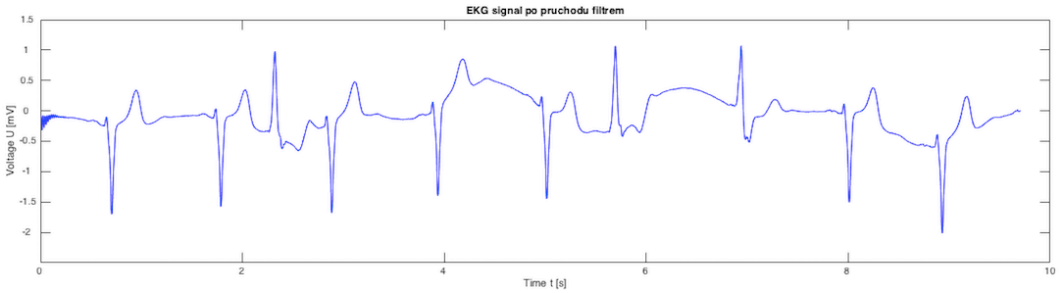
3.2 Síťový brum

Brum představuje úzkopásmový rušivý signál s frekvencí 50 Hz. Jeho příčinou je elektromagnetická indukce v elektrické síti, na kterou jsou připojeny samotné měřící přístroje EKG signálu. V USA a v Japonsku se používá jiná frekvence sítě a rušení má frekvenci 60 Hz. Brumu lze předcházet vhodnými podmínkami pro měření a vhodným umístění přístroje EKG. Frekvence síťového brumu však nejsou konstantní a dochází

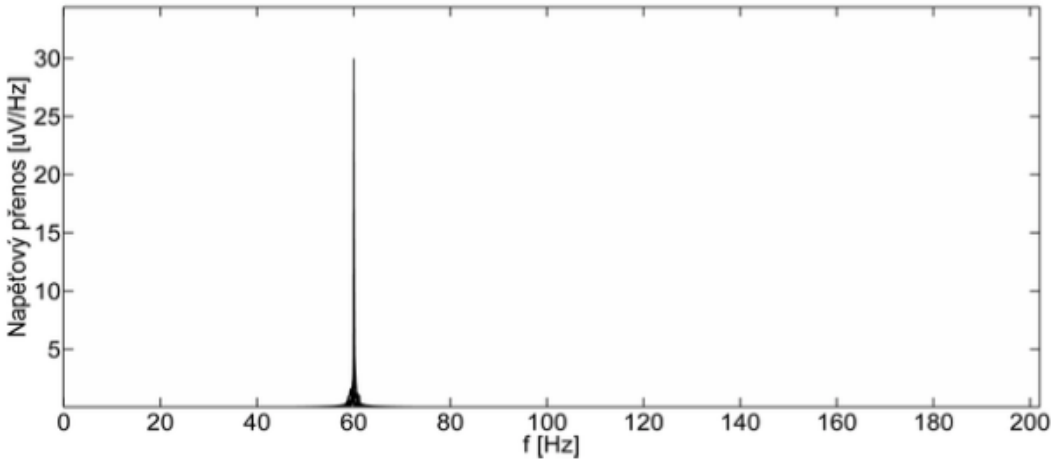
k jejich vychylování (+-0,1 Hz) a proto je třeba vhodně zvolit typ filtrace a rozpětí mezních frekvencí. Brum od užitečné složky signálu bez větších ztrát odstraníme pomocí filtru typu FIR – pásmová zádrž (PZ) s mezními frekvenci kolem 50 popř. 60 Hz. (např. 49 až 51 Hz). Signál postižený brumem je znázorněn na obr. 3.3. Následná filtrace brumu je na obr. 3.4. Na dalším obrázku je zobrazeno frekvenční spektrum toho rušení. [5]



Obrázek 3.4 Signál EKG postižený brumem



Obrázek 3.5 Vyfiltrovaný signál EKG bez brumu

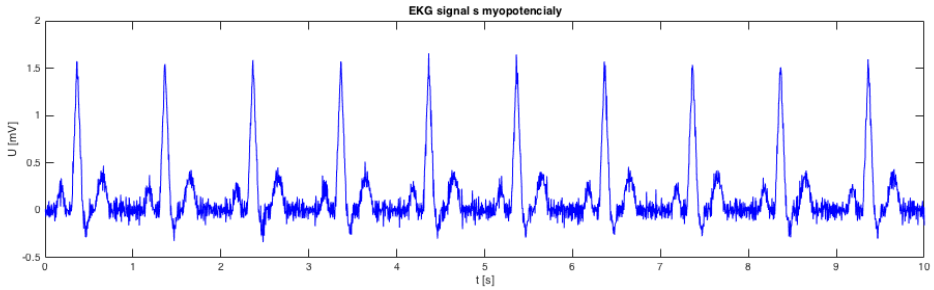


Obrázek 3.6 Frekvenční spektrum brumu (v tomto případě síť s f = 60 Hz) [10]

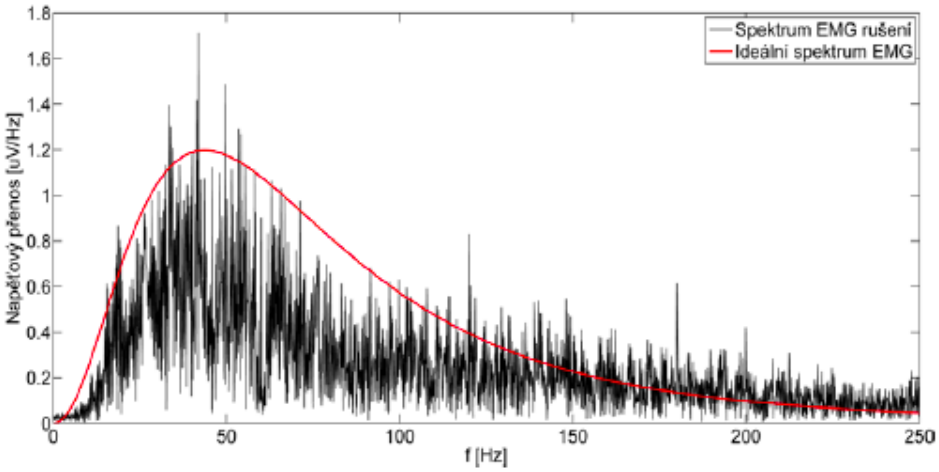
3.3 Myopotenciály

Představují širokopásmové rušení vyvolané pohybem svalů a jejich elektrické činnosti v blízkosti snímacích elektrod. Svalové buňky jsou řízeny pomocí elektrických impulzů, které se promítnou ve výsledném signálu EKG. Frekvence rušení u klidového EKG dosahuje hodnot nad 100 Hz. Výraznější je hlavně u zátěžového EKG, kde začíná už v 10 Hz a zasahuje tak do celého frekvenčního spektra užitečného signálu. Filtrace je tak mnohem náročnější, než u předchozích typů rušení a dochází k výraznějšímu potlačení důležitých složek EKG.

K potlačení myopotenciálů lze použít nelineární filtry (např. mediánové filtry), adaptivní filtry, filtry založené na vlnkové transformaci, nebo kumulační metody. Lineární filtrace není vhodná, protože dochází k výraznému zkreslení signálu v komplexech QRS. [5][11]



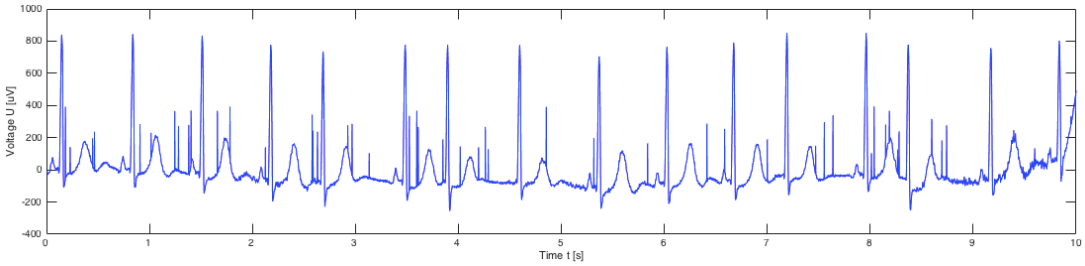
Obrázek 3.7 Obrázek 3.7 Signál EKG zarušený myopotenciály



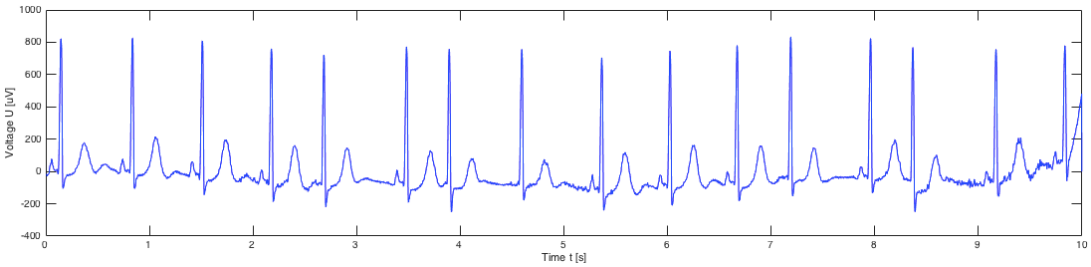
Obrázek 3.8 Frekvenční spektrum EMG [10]

3.4 Impulzní rušení

Představuje další typ širokopásmového rušení působící při měření. Definuje se jako posloupnost jednotlivých impulzů a mezi zdroje těchto impulzů patří atmosférické výboje, elektrostatické výboje, spínání elektrických přístrojů atd. Signál s impulzním rušením je na Obr. 3.9. Odstranění impulzního rušení lze pomocí DP, nebo mediánového filtru. [12]



Obrázek 3.9 Signál s impulzním rušením



Obrázek 3.10 Signál po průchodu filtrem

4 METODY ODHADU KVALITY SIGNÁLŮ

4.1 ECG human annotations

Metoda představuje prosté manuální hodnocení nahrávek signálů, které se použijí jako předloha pro vývoj algoritmu. Použita byla např. v události PhysioNet/Computing in Cardiology Challenge 2011, kdy bylo cílem vyvinout algoritmus schopný běžet v mobilních telefonech s operačním systémem Android a zlepšit tak zdravotní péči v rozvojových zemích díky potenciálu ve využití mobilních technologií ve zdravotnictví kvůli jejich dostupnosti. Další použití této metody můžeme nalézt v [14].

PhysioNet/CINC

Hlavní požadavky na algoritmus byly, aby dokázal nahrávat signál EKG z měřícího přístroje pomocí bezdrátové technologie Bluetooth a aby poskytoval okamžitou zpětnou vazbu o jeho kvalitě při měření 12-ti svodového EKG, ideálně během několika sekund v přítomnosti pacienta, zda je EKG signál v přípustné kvalitě pro interpretaci, či je potřeba udělat další měření. Dále byla požadována identifikace problémů (špatný kontakt elektrody s kůží, impulzní rušení, artefakty související s pohybem) a nástroje pro jejich potlačení.

PhysioNet poskytl pro vývoj algoritmu soubor 2000 10s nahrávek EKG, které byly nejdříve vizuálně ohodnoceny skupinou odborníků, a poté byly použity pro samotný vývoj algoritmu.

Data byla hodnocena následujícím systémem. Každý hodnotitel známkoval náhodně vybraný signál ze souboru stupnicí A-F. Známka A představuje signál bez viditelného šumu nebo artefaktů ve všech svodech, známka B označuje dobrou nahrávku s velmi nízkým obsahem šumu, známka C značí přijatelnou nahrávku vhodnou k interpretaci obsahující chyby, avšak bez chybějících částí. Známku D dostaly horší nahrávky s chybějícími úseky, kdy jejich interpretace bude ztížena. Známka F představuje nahrávky zcela nevyhovující. Známkám byly přiřazeny numerické hodnoty: A = 0.95, B = 0.85, C = 0.75, D = 0.6 a F = 0. Pro každou nahrávku byl spočítán průměr všech obdržených známek a nahrávky byly rozděleny podle kvality na přijatelné (průměr > 0.7) nebo nepřijatelné. [13]

4.2 Signal quality indices (SQI)

Jedná se o metodu vycházející z detekce vln R a analýzy intervalů RR (beats-to-beats) z 10s záznamů signálů EKG. Schéma metody je popsáno na Obr. 4.1. Metodu lze použít nejen pro signály EKG, ale i pro signály získané pomocí fotopletysmografie (PPG), kdy se hodnotí průtok krve cévami. Výstupem algoritmu míra podobnosti segmentů a binární ohodnocení, kvalita signálu buď vyhovuje, nebo nevyhovuje. Algoritmus byl naprogramován v prostředí Matlab R2015b.

První část algoritmu obsahuje samotné načtení a vykreslení signálu EKG, filtr typu horní propust pro odstranění kolísání nulové izolinie a filtr typu pásmová zádrž pro potlačení síťového rušení. Následuje detekce R vln a výpočet intervalů RR. Pro detekci R vln lze použít funkci *findpeaks*, která hledá maximální hodnoty při nastaveném prahu a rozpětí, nebo hotový QRS detektor poskytnutý Ing. Lukášem Smitalem, Ph.D.

Další krokem jsou pravidla hodnotící detekci R vln a intervalů RR. Pokud jedna podmínka není splněna, signál je hodnocen jako nevyhovující.

- **Pravidlo 1**: Srdeční rytmus (HR) vypočítaný ze signálu, musí výt mezi 40-180 údery za minutu. (bpm)
- **Pravidlo 2**: Maximální doba mezi dvěma detekovanými R vlnami jsou 3 sekundy.
- **Pravidlo 3**: Poměr maximálního a minimálního intervalu RR by měl být menší, než 2,2. Tento limit má takovou hodnotu, protože neočekáváme, že srdeční rytmus se změní o více než 10% v 10s záznamu.

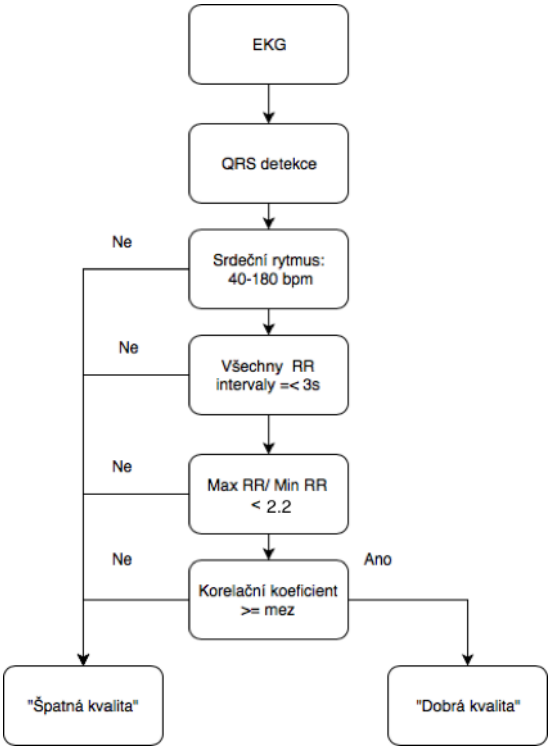
Pokud záznam splňuje výše uvedená pravidla, následuje další část, kde se porovnává křivka signálu s přizpůsobenou šablonou. Vyhledávání pravidelností v segmentu pomocí vhodné šablony je znakem spolehlivosti. Postup je následující:

- Ze všech detekovaných intervalů RR se vypočítá medián.
- Jednotlivé segmenty jsou potom získány pomocí okna šířky mediánu intervalů RR se středem na pozici detekované vlny R.
- Šablona je poté získána zprůměrováním všech segmentů v záznamu. (Obr. 4.2)
- Následuje výpočet Pearsonova korelačního koeficientu každého segmentu s šablonou pomocí vzorce:

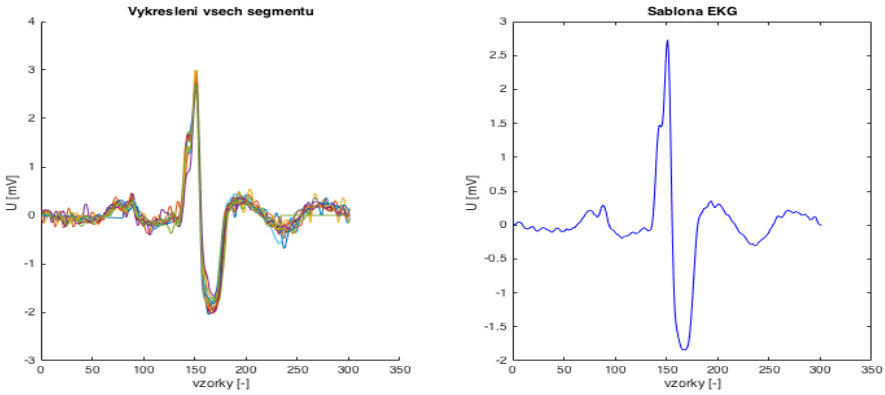
$$r = \frac{\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^{n}(y_i - \bar{y})^2}} \tag{4.1}$$

Hodnota *r* je bezrozměrný korelační koeficient s nabývajícími hodnotami od –1 do +1. Kladné hodnoty značí přímou lineární závislost a záporné hodnoty nepřímou lineární závislost. Při nezávislosti veličin X a Y je koeficient roven 0.

- Výsledný korelační koeficient se následně vypočítá jako průměr dílčích korelačních koeficientů a nesmí překročit předem definovanou mez, jinak je kvalita signálu vyhodnocena opět jako nevyhovující. V algoritmu byla tato hodnota nastavena na 0,85. Lze ji však libovolně měnit. [14]



Obrázek 4.1Blokové schéma metody SQI

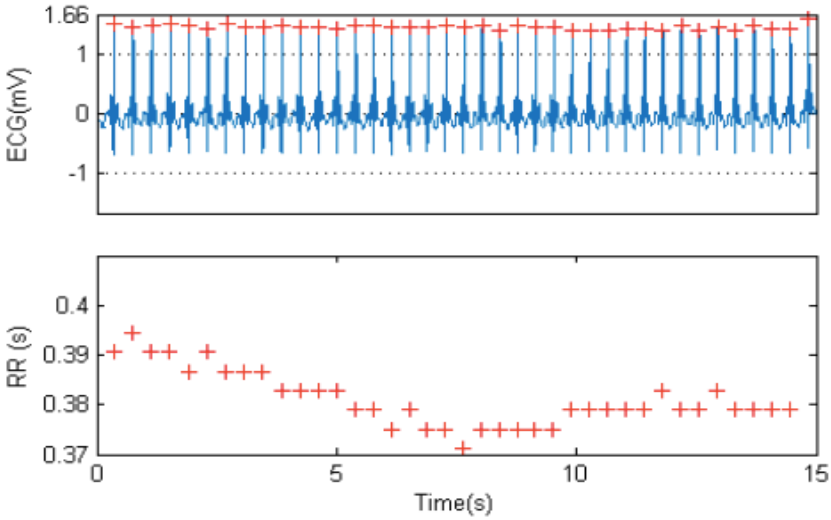


Obrázek 4.2 Vykreslení jednotlivých segmentů a výpočet šablony

4.3 Instanteous Heart Rate (IHR)

Další metoda odhadu kvality signálů vhodná pro dlouhodobé úseky EKG. V signálu EKG se nejdříve detekují R-vlny použitím Pan-Tompkinsnova QRS detektoru. [15] Následuje výpočet signálu IHR odhadem časové změny mezi dvěma po sobě jdoucími údery.

Ze signálu IHR můžeme vypočítat variabilitu srdečního rytmu (HRV) a ta pak slouží k diagnostickým účelům, např. pro stanovení Hypoxicko-ischemické encefalopatie u novorozenců. Přestože se pro stanovení tohoto onemocnění používá EEG, metoda IHR je další možnost, jak toto onemocnění diagnostikovat.



Obrázek 4.3 Nahoře: Vstupní signál EKG s detekovanými R-vlnami
Dole: Průběh signálu IHR [15]

Z obou signálů EKG a IHR jsou získány čtyři statistické funkce: Kvadratický průměr (RMS), Směrodatná odchylka (Std), Šikmost (Skewness) a nakonec Špičatost (Kurtosis). Pomocí těchto funkcí metoda hodnotí kvalitu signálu. Snaží se nalézt úseky poškozené rušením a artefakty a ty se pak následně vynechají.

A. Root mean squared amplitude (RMS)

Kvadratický průměr amplitudy epochy u_j je dán vztahem:

$$RMS(u_j) = \sqrt{\frac{1}{n_s} \sum_{k=1}^{n_s} u_j^2\,(k)} \tag{4.2}$$

kde n_s je počet vzorků v epoše a $u_j(k)$ je epocha. RMS vyjadřuje střední absolutní amplitudu každé epochy.

B. Směrodatná odchylka (Std)

Směrodatná odchylka epochy u_j je dána:

$$Std(u_j) = \left(\frac{1}{n_s}\sum_{k=1}^{n_s}(u_j(k) - \mu_j)^2\right)^{\frac{1}{2}} \tag{4.3}$$

kde μ_j je definováno jako průměr epochy u_j:

$$\mu_j = \frac{1}{n_s}\sum_{k=1}^{n_s} u_j(k) \tag{4.4}$$

C. Šikmost

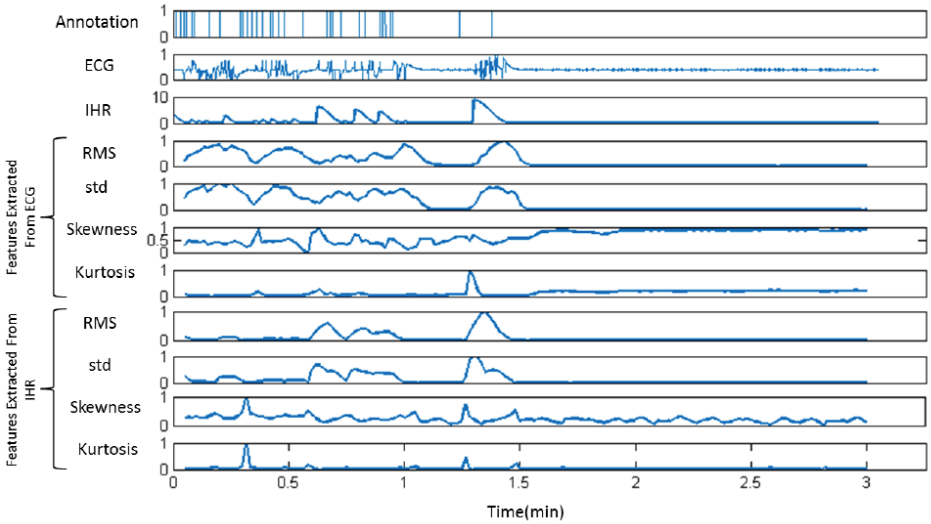
Šikmost hodnotí asymetrie v rozložených datech a je definována:

$$Šikmost(u_j) = \frac{\frac{1}{n_s}\sum_{k=1}^{n_s}(u_j(k)-\mu_j)^3}{\left(\frac{1}{n_s}\sum_{k=1}^{n_s}(u_j(k)-\mu_j)^2\right)^{\frac{3}{2}}} \tag{4.5}$$

D. Špičatost

Špičatost je funkce na hodnocení tvaru rozložení dat a v epoše je definována:

$$Špičatost(u_j) = \frac{\frac{1}{n_s}\sum_{k=1}^{n_s}(u_j(k)-\mu_j)^3}{\left(\frac{1}{n_s}\sum_{k=1}^{n_s}(u_j(k)-\mu_j)^2\right)^{\frac{3}{2}}} \tag{4.6}$$



Obrázek 4.4 Průběhy statistických funkcí na signálech EKG a IHR [15]

Z Obr. 4.4 vyplívá, že při zvýšeném množství rušení a artefaktů nacházející se v první polovině grafu v signálu EKG se hodnoty statistických funkcí zvyšují (s výjimkou *Špičatosti*). Lze tedy usoudit, že tento úsek je nevhodné kvality a můžeme ho vynechat.

5 SIGNAL-TO-NOISE RATIO (SNR)

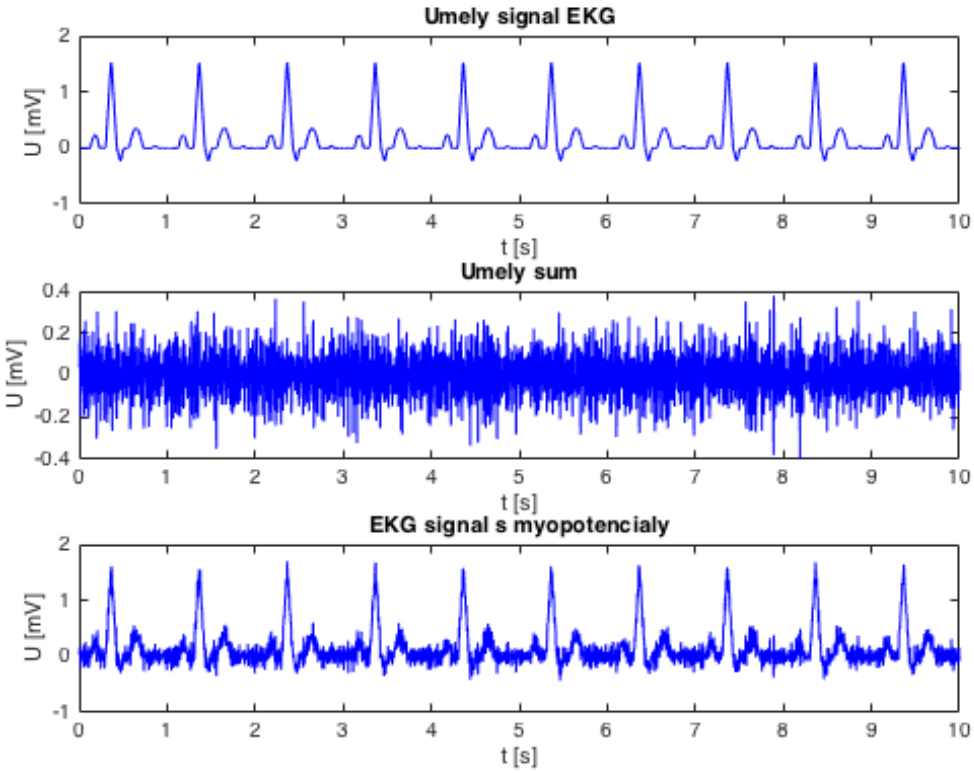
Představuje další způsob hodnocení kvality signálů. Vhodná je pro krátkodobé i dlouhodobé signály postižené širokopásmovými myopotenciály. Ze zašuměného signálu se filtrační metodou nejprve odhadne křivka užitečného signálu. Ta se odečte od zašuměného signálu a dostaneme nežádoucí složku šumu. Následně se počítá tento poměr mezi užitečnou a šumovou složkou pomocí vzorce:

$$SNR = 10log_{10} \frac{\sum_{n=1}^{N}(s(n)-\bar{s})^2}{\sum_{n=1}^{N} v(n)^2} [dB] \tag{5.1}$$

kde *s(n)* je užitečný signál, $\bar{s}$ je střední hodnota užitečného signálu, *v(n)* označuje šum. Metoda SNR byla vytvořena v prostředí Matlab R2015b.

5.1 Vytvoření umělých dat

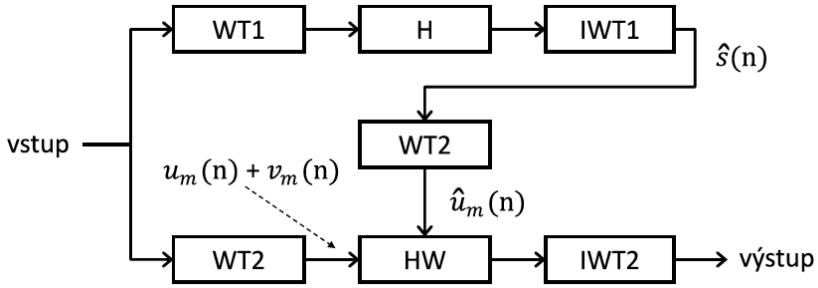
Pomocí generátoru EKG vytvoříme ideální průběh křivky EKG a následně na tento uměle vytvořený signál je aplikován šum vytvořený pomocí softwaru *EMG_maker*. [16]



Obrázek 5.1 Nahoře: uměle vytvořený signál EKG, Uprostřed: umělé rušení které se aplikuje na generovaný signál, Dole: signál s rušením

5.2 Filtrační metoda

Pro odhad křivky signálu EKG byla použita filtrace pomocí adaptivního vlnkového wienerovského filtru [17], jehož schéma je na Obr. 5.2.



Obrázek 5.2 Schéma vlnkového winerovského filtru založené na metodě pilotního odhadu [17]

V horní části schématu vstupní signál vstupuje do bloku *WT1*, kde je vlkovou transformací rozložen na jednotlivá frekvenční pásma. V následujícím bloku H se upravují koeficienty vlnkové transformace a nakonec v bloku *IWT1* probíhá zpětná vlnková transformace, jejíž výstupem je pilotní odhad užitečného signálu $\hat{s}(n)$.

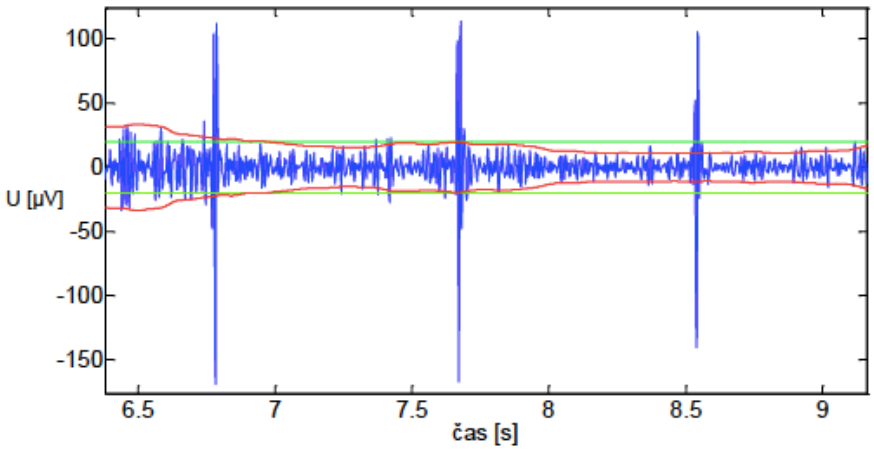
V bloku H se koeficienty vlnkové transformace upravují pomocí prahu λ. Lze použít několik odvozených vztahů: empirický, univerzální, SURE, minimax, atd. Ve všech případech jde o vynásobení směrodatné odchylky šumu (5.2) bezrozměrnou fyzikální konstantou, která je závislá na počtu vzorků signálu, resp. na počtu vzorků signálu, jímž jsou vlnkové koeficienty frekvenčních pásem.

$$\widehat{\sigma}_v = \frac{med(|b(n)|)}{0{,}6745} \tag{5.2}$$

V našem vytvořeném algoritmu je zvolena *empirická konstanta K.* Hodnota prahu je pak definována:

$$\lambda = K\widehat{\sigma}_v \tag{5.3}$$

Dále byl použit adaptivní práh, který přiřazuje každému vlnkovému koeficientu určitou prahovou hodnotu v závislosti na intenzitě rušení v časové oblasti. Srovnání adaptivního a pevného prahu je na Obr. 5.3. Jeho výpočet je založen na odhadu směrodatné odchylky v plovoucím mediánovém okně. Při standartní používané vzorkovací frekvenci 500 Hz, je délka tohoto okna 300 vzorků.



Obrázek 5.3 Porovnání adaptivního prahu (červeně) s pevným prahem (zeleně) [17]

Jakmile obdržíme hodnoty prahu, lze následně prahovat vlnkové koeficienty. Na výběr máme několik způsobů prahování: měkké, tvrdé, hybridní atd. V našem programu bylo použito prahování *GARROTTE:*

$$x_\lambda = \begin{cases} x - \frac{\lambda^2}{x} & pro \ \ |x| > \lambda \\ 0 & pro \ \ |x| \leq \lambda \end{cases} \tag{5.4}$$

kde všechny hodnoty menší nebo rovné prahu se nastaví na nulu a hodnoty vyšší než práh se nastaví podle výše uvedeného vzorce.

Druhá část schématu (spodní větev) obsahuje bloky *WT2*, kde probíhá vlnková transformace vstupního signálu, ale i pilotního odhadu signálu $\hat{s}(n)$. Získaná frekvenční pásma vstupního signálu jsou tvořena směsí užitečného signálu $u_m(n)$ a šumu $v_m(n)$. V následujícím bloku *HW* se upravují vlnkové koeficienty vstupního signálu wienerovským korekčním faktorem $g_m(n)$ podle vztahu:

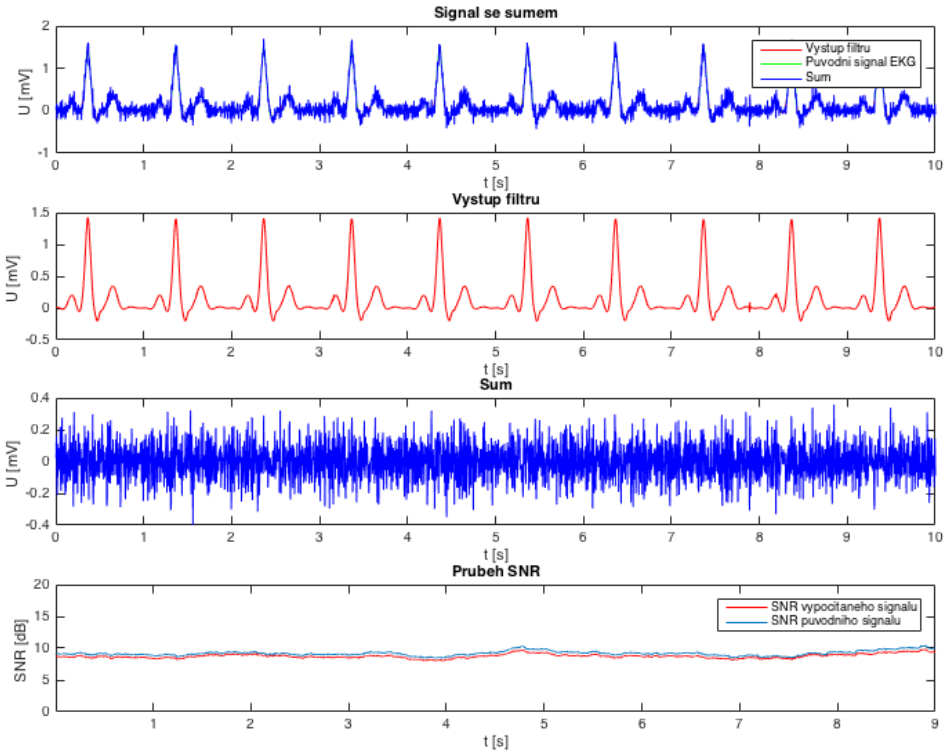
$$g_m(n) = \frac{\hat{u}_m^2(n)}{\hat{u}_m^2(n) + \hat{\sigma}_m^2(n)} \tag{5.5}$$

kde vstupem jsou vlnkové koeficienty pilotního odhadu užitečného signálu $u_m(n)$ a odhad průběhu rozptylu šumu $\hat{\sigma}_m^2(n)$ v jednotlivých pásmech m. Korekční wienerovský faktor nabývá hodnot od 0 do 1 a touto hodnotou se násobí vlkové koeficienty. Poslední část tvoří blok *IWT2,* kde probíhá zpětná transformace a získáváme tak vyfiltrovaný výstupní signál. [17]

5.3 Odhad kvality signálu pomocí SNR

Po úspěšném odhadu tvaru křivky vlnkovým filtrem ze zašuměného signálu následuje výpočet SNR pomocí vzorce 5.1 a získáme tak celkovou hodnotu kvality signálu udávanou v decibelech [dB].

Navrhnutý algoritmus umožňuje výpočet spojitého odhadu SNR. Ten se počítá pomocí okna velikosti, kterou si můžeme libovolně měnit. Doporučená velikost je 0,5-1s. V tomto okně se spočítá SNR a následně se okno posune o jeden vzorek a znovu se počítá SNR. Tímto způsobem se vypočítá křivka průběžného SNR a tento proces probíhá až do konce délky vyfiltrovaného signálu. Uměle zarušený signál, odhad užitečného signálu, šumovou složka a spojitý průběh SNR odhadnuté a původní křivky EKG můžeme pozorovat na Obr. 5.4.



Obrázek 5.4 Nahoře: zašuměný signál, následuje výstup filtru, šumová složka a dole spojitý průběh SNR

Z grafu je patrné, že průběžné křivky SNR původního a filtrovaného signálu jsou téměř identické, pouze s nepatrnými odchylkami. Adaptivní vlnkový filtr lze tedy považovat za velice přesný a účinný nástroj pro stanovení celkové kvality.

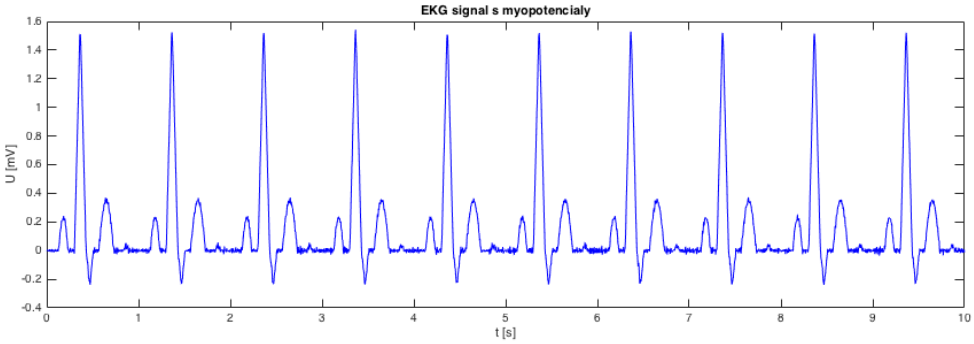
Na celý umělý signál EKG byl aplikován šum ve stejné míře. Průběh SNR se tedy moc nemění a jeho hodnoty se pohybují mezi 9 až 10 dB. Avšak v reálných záznamech se křivka spojitého průběhu SNR bude výrazněji pohybovat. V místech, kde bude intenzita šumu nízká bude průběh stoupat a naopak, kde bude větší množství šumu, bude mít křivka klesající tendenci. Ověření funkčnosti metody na reálných záznamech EKG se budeme zabývat v kapitole č.7.

6 VLASTNÍ METODA ODHADU KVALITY SIGNÁLŮ EKG

6.1 Kategorie kvality EKG

6.1.1 Kategorie Q1

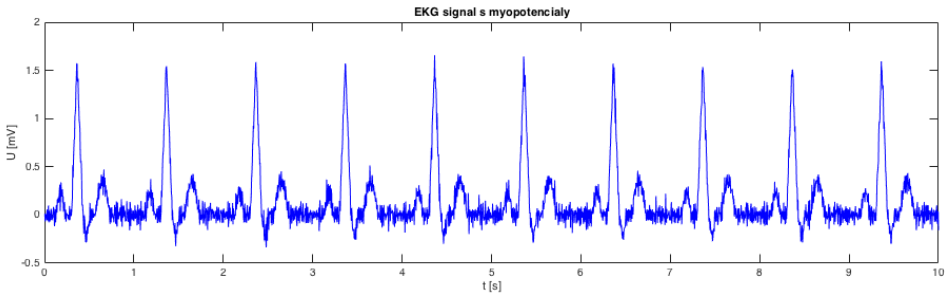
Kategorii Q1 představují signály, které mají minimální obsah nežádoucí šumové složky. Lze tedy na nich rozlišit začátky a konce P vlny, QRS komplexu a T vlny. V naší navrhnuté metodě jsme stanovili kategorii Q1 pro signály, které mají hodnotu SNR alespoň 15 dB. [18] Ukázku signálu kategorie Q1 můžeme vidět na následujícím obrázku 6.1.



Obrázek 6.1 Signál kategorie Q1

6.1.2 Kategorie Q2

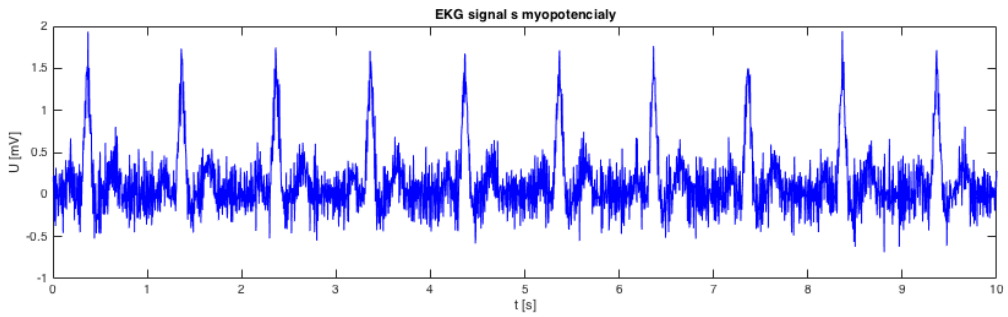
Do kategorie Q2 řadíme signály s hodnotou SNR od 0 do 15 dB. Obsahují tedy větší množství šumu, než kategorie Q1, ale stále lze u nich rozpoznat komplex QRS, který nese významnou diagnostickou informaci o funkci srdce. Tyto signály se dají použít například pro automatickou detekci srdeční frekvence. [18]



Obrázek 6.2 Signál kategorie Q2

6.1.3 Kategorie Q3

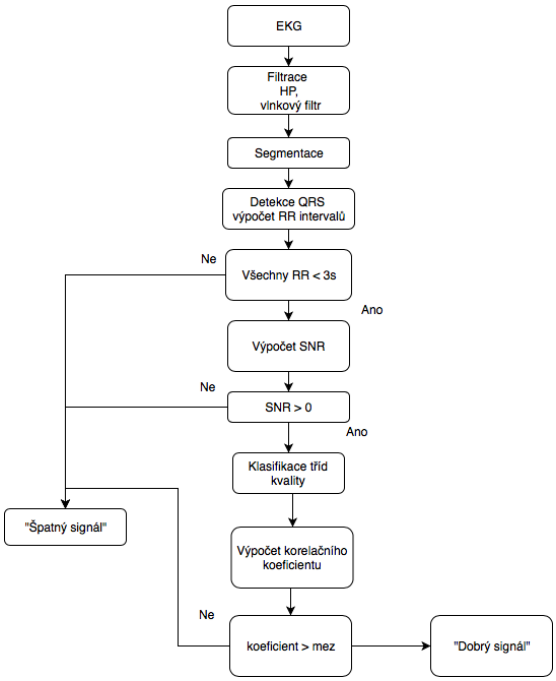
Do poslední kategorie řadíme signály, kterou obsahují velké množství nežádoucího šumu a nelze je tak použít pro další analýzu a hodnota SNR nabývá záporných hodnot. Při filtraci by mohlo dojít k výraznému zkreslení dat a tím i ke špatné diagnostice. Signál kategorie Q3 můžeme vidět na Obr. 6.3. [18]



Obrázek 6.3 Signál kategorie Q3

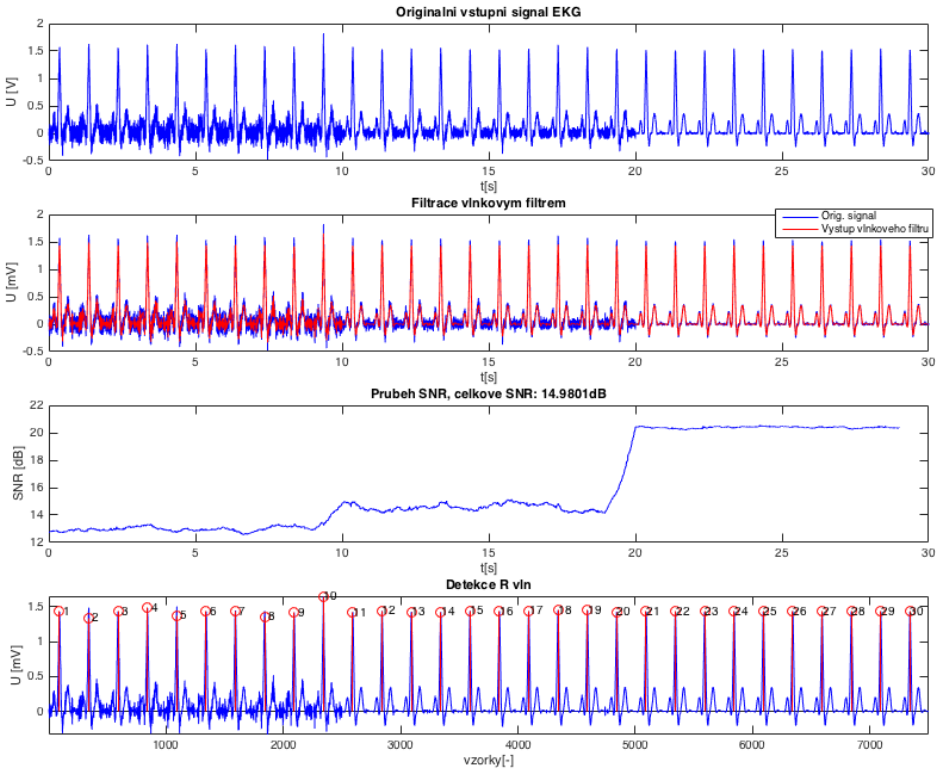
6.2 Popis vlastní metody

Naše navrhnutá metoda vychází z předchozích poznatků a kombinuje výhody obou navrhnutých metod. Signál je nasegmentován na 10 s úseky, ve kterých se počítá SNR a vzájemná podobnost Blokové schéma metody je znázorněno na Obr. 6.4.



Obrázek 6.4 Blokové schéma metody

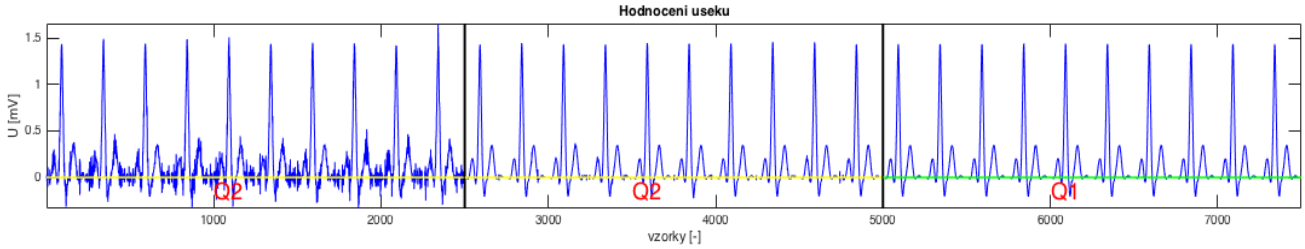
První část algoritmu představuje filtrace horní propustí pro odstranění driftu a filtrace pomocí vlnkového filtru, kterou získáme užitečný signál a jeho šumovou složku. V další části se vyfiltrovaný signál nasegmentuje na krátké 10s úseky EKG, kde se detekují jednotlivé R vlny a počítají se velikosti RR intervalů, které musí být kratší než 3s, jinak je signál vyhodnocen, jako špatný. Následuje výpočet SNR úseku a podle velikosti SNR následuje klasifikace do tří kategorií kvality. Nakonec se počítá míra podobnosti jednotlivých komplexů s průměrnou šablonou daného úseku. Úsek musí mít korelační koeficient větší než je definovaná mez podobnosti, jinak je tento úsek vyhodnocen jako špatný.



Obrázek 6.5 Originální signál s rušením, následná filtrace, spojitý průběh SNR a detekce R vln

Na Obr. 6.5 můžeme vidět uměle zarušený signál s různou intenzitou rušení, filtraci tohoto signálu, průběžnou křivku SNR a následnou detekci R vln. Výstupem naší metody je grafické zobrazení vyfiltrovaného signálu EKG s označenými úseky, které jsou rozřazeny do tříd podle kvality. Úseky signálů kategorie Q1 jsou vyznačeny zelenou barvou, kategorie Q2 žlutou barvou a červená je kategorie úseků Q3. Pokud má úsek hodnotu SNR, která patří do kategorie Q1 či Q2 , ale zároveň jeho korelační koeficient je

menší něž stanovená mez, úsek je vyhodnocen jako špatná a v grafu je vyznačen červeně s popisem „K > Mez“. Další možná situace, kdy bude úsek signálu vyhodnocen jako špatný nastane, pokud některý z RR intervalů v daném 10 s úseku bude delší než 3s. V tomto případě bude u úseku popis „RR > 3s“. Počítání SNR a korelačního koeficientu neproběhne a tyto hodnoty budou nastaveny na 0. Příklad grafického hodnocení signálu můžeme vidět na Obr. 6.6.



Obrázek 6.6 Hodnocení úseků signálu EKG

Druhým výstupem analýzy je tabulka hodnot všech 10s úseků s jejich hodnotami SNR a korelačních koeficientů. Zde můžeme jednoznačně posoudit, který úsek signálu je kvalitnější pro další analýzu.

Tabulka 6.1 Hodnoty SNR a korelačních koeficientů úseků

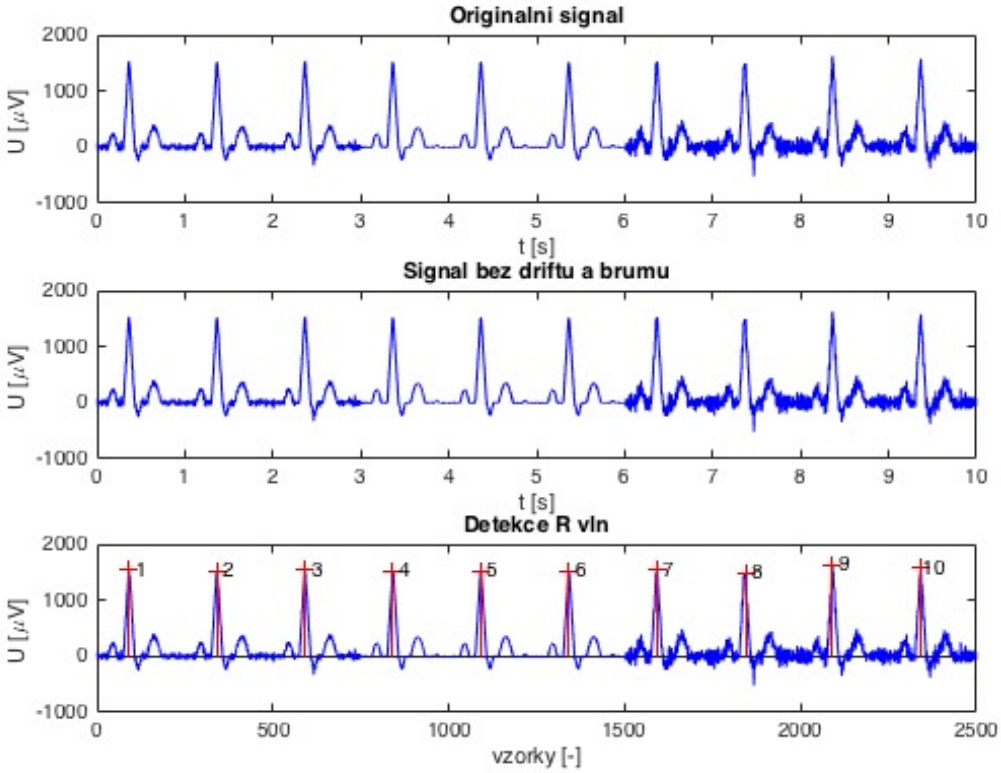
	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	12.9516	0.9871
Úsek č.2	14.5741	0.9997
Úsek č.3	20.3909	0.9999

7 TESTOVÁNÍ NAVRŽENÝCH METOD

V této kapitole budou otestovány jednotlivé metody nejdříve na uměle vytvořených datech a následně na reálných datech pacientů z databáze MIT-BIH a Challenge 2015 Training set.

7.1 Testování na umělých datech

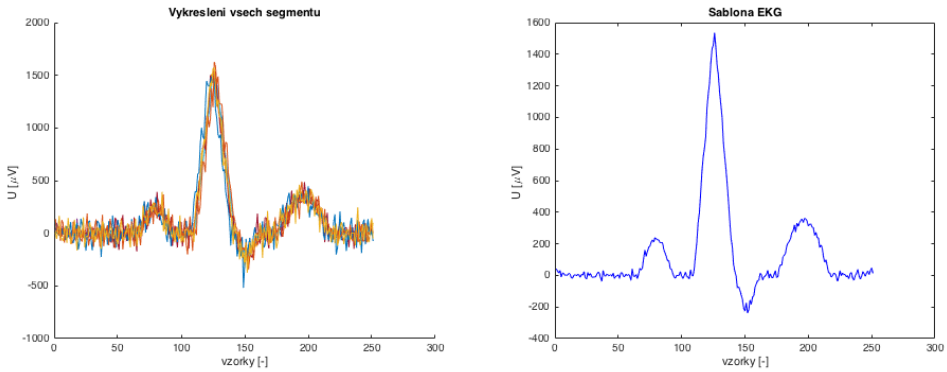
7.1.1 Signal quality indicies (SQI)



Obrázek 7.1 Průběh signálu *testSQI_250.mat* s různou intenzitou rušení EMG a detekce R vln.

Uměle vytvořený signál *testSQI_250.mat* představuje 10 s záznam EKG s různými intenzitami EMG rušení (Obr. 7.1). V tomto případě bylo lepší vypnout filtry odstraňující drift a síťový brum, protože se zde ani jedno rušení nevyskytuje a docházelo by tak k potlačování užitečné informace. Dále byly detekovány jednotlivé R vlny a po jejich detekci následuje segmentace jednotlivých částí, ze kterých se vypočte šablona průměrných hodnot (Obr. 7.2 vpravo). Vypočítaný korelační koeficient je 0,98104 a

značí, že výsledná kvalita signálu je přijatelná. Jednotlivé segmenty se mezi sebou výrazně liší kvalitou, přesto korelační koeficient vyšel velmi vysoký. Z těchto získaných výsledků vyplívá, že algoritmus je neúčinný na přítomnost EMG rušení. Metoda je totiž založená na výpočtu podobností segmentů. V těchto uměle vytvořených datech jsou křivky vzájemně velmi podobné, i když obsahují šum. Další testování na umělých datech se šumem tedy nemá význam. Pokud bychom vytvořily umělý signál bez šumu, tak by korelační koeficient nabýval hodnoty 1, protože jednotlivé segmenty mají ideální průběh. Opravdovou funkčnost metody SQI otestujeme v další části této kapitoly na reálných záznamech EKG, kde se komplexy navzájem od sebe odlišují.

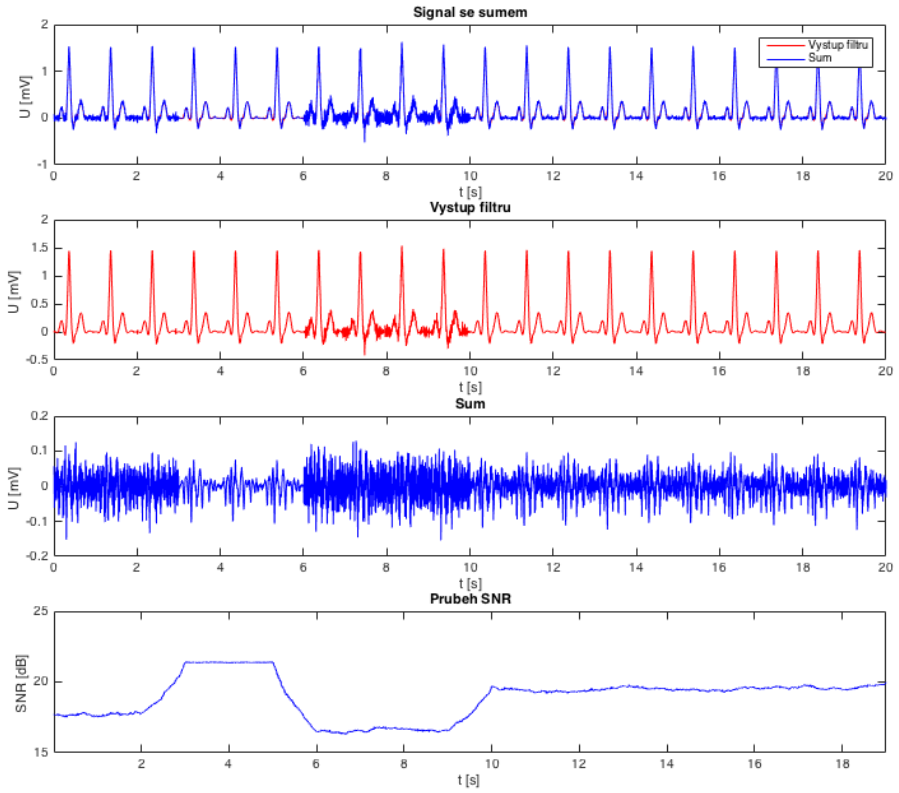


Obrázek 7.2 Vykreslení jednotlivých segmentů a výpočet průměrné šablony

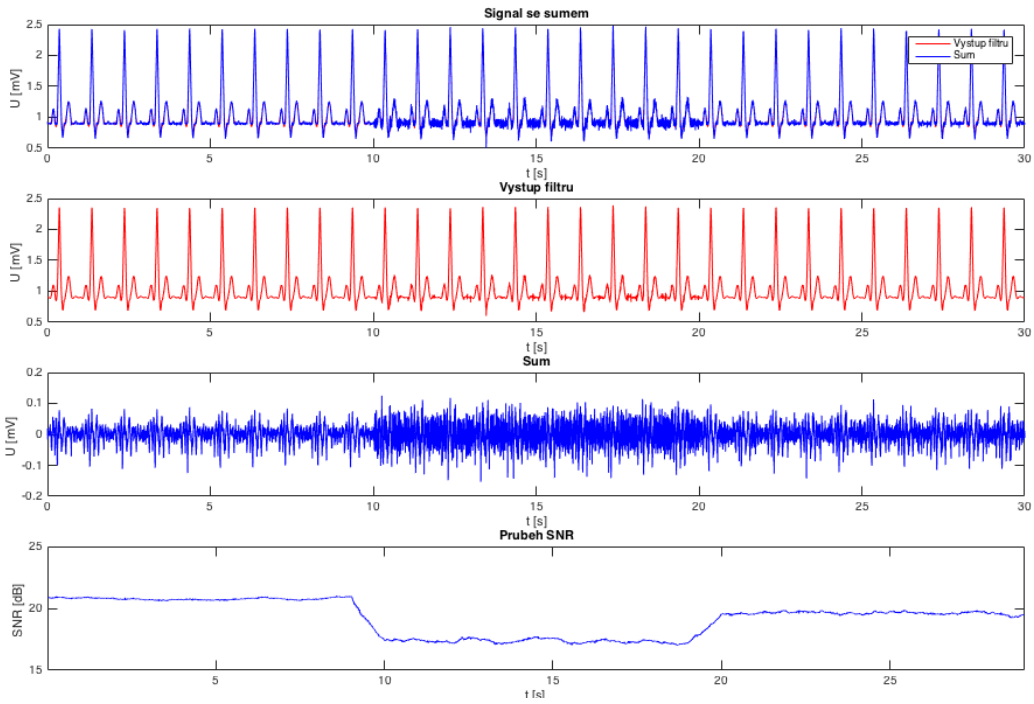
7.1.2 Signal-to-noise ratio (SNR)

Pro otestovaní metody SNR byly vytvořeny dva umělé signály se vzorkovací frekvencí 250 Hz *testSNR1_250.mat* a *testSNR2_250.mat* s různými délkami trvání a s rozdílnou intenzitou rušení.

Podle průběžné křivky SNR na Obr. 7.3 a Obr. 7.4 můžeme rozlišovat úseky podle jejich kvality. Tam kde je zvýšené množství nežádoucího šumu, průběžná křivka SNR má tendenci klesat a naopak, kde je nižší množství šumu, tak má křivka rostoucí charakter. Velikou výhodou oproti metodě SQI, že můžeme přesně identifikovat úseky s horší kvalitou. U metody SQI získáme míru podobnosti a binární ohodnocení, zda signál je ve vyhovující nebo nedostatečné kvality. Kromě této výhody je metoda SNR vhodná nejen pro krátkodobé, ale i dlouhodobé signály EKG, což přináší širší možnosti využití.



Obrázek 7.3 Testování průběhu SNR na signálu *testSNR1_250.mat*

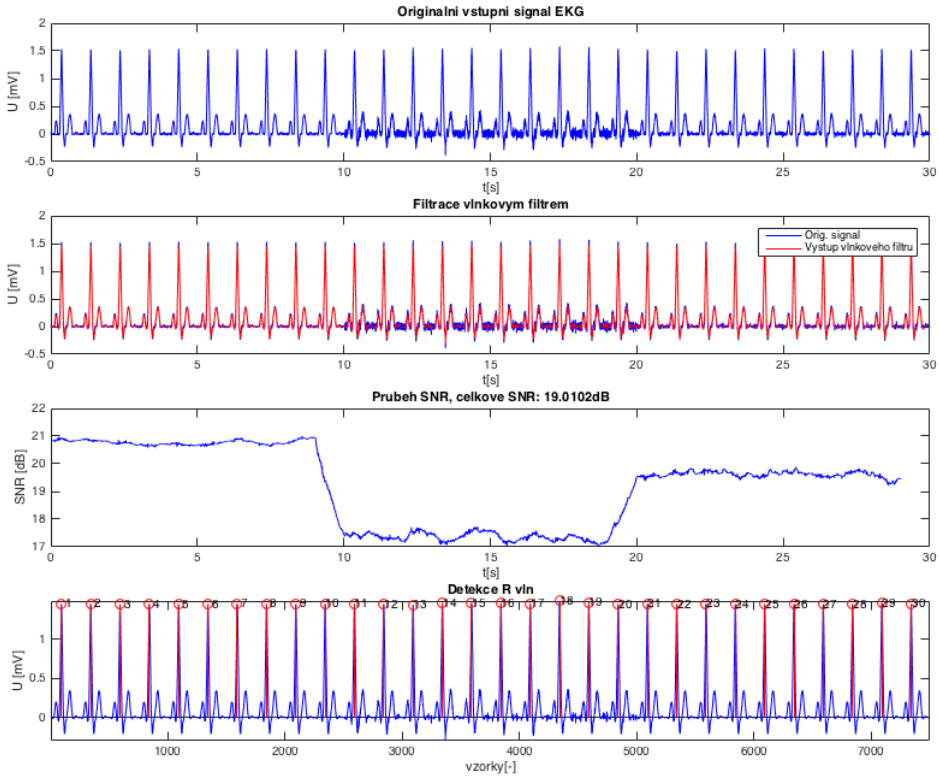


Obrázek 7.4 Testování průběhu SNR na signálu *testSNR2_250.mat*

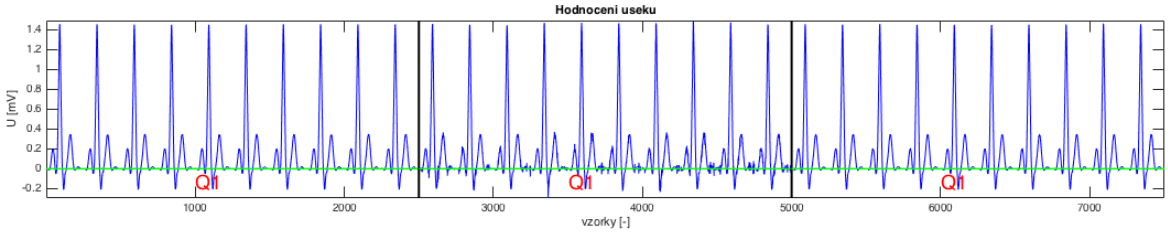
7.1.3 Vlastní metoda

Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, naše vlastní metoda kombinuje výhody obou metod a představuje především modifikaci metody SNR o rozšíření dalších parametrů hodnotící výslednou kvalitu signálu EKG.

Pro naše testování byly vytvořeny dva 30s umělé záznamy EKG *testVM1_250.mat* a *testVM2_250.mat* se vzorkovací frekvencí 250 Hz s rozdílnou intenzitou šumu. V druhém záznamu byly vynechány celé komplexy pro ověření funkčnosti pravidla „RR > 3s“.



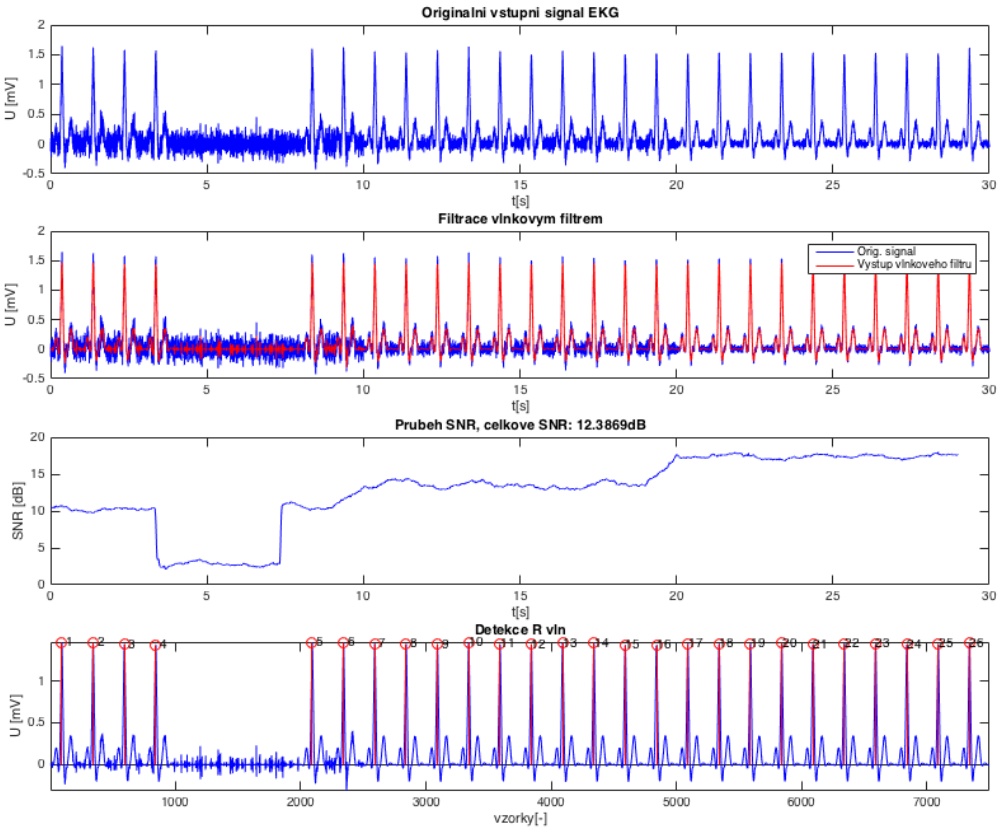
Obrázek 7.5 Testování signálu *testVM1_250.mat*



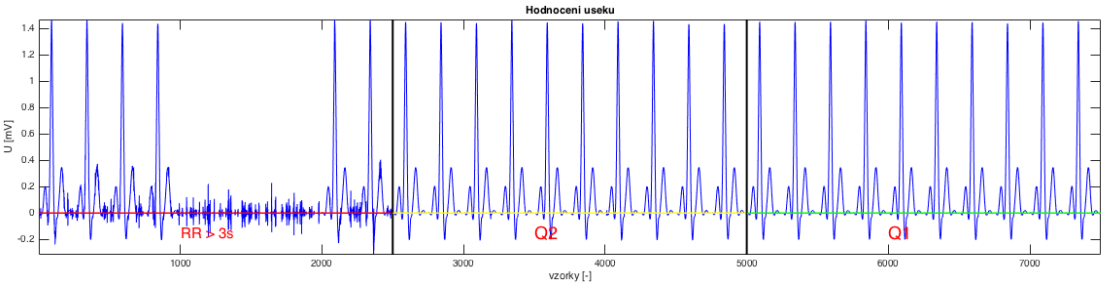
Obrázek 7.6 Výsledné hodnocení signálu *testVM1_250.mat*

Tabulka 7.1 Výsledné hodnoty signálu *testVM1_250.mat*

	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	20.7833	0.9999
Úsek č.2	17.3605	0.999
Úsek č.3	19.6048	0.9999



Obrázek 7.7 Testování signálu *testVM2_250.mat*



Obrázek 7.8 Výsledné hodnocení signálu *testVM2_250.mat*

Tabulka 7.2 Výsledné hodnoty signálu *testVM2.mat*

	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	0	0
Úsek č.2	13.5496	0.99944
Úsek č.3	17.4029	0.99999

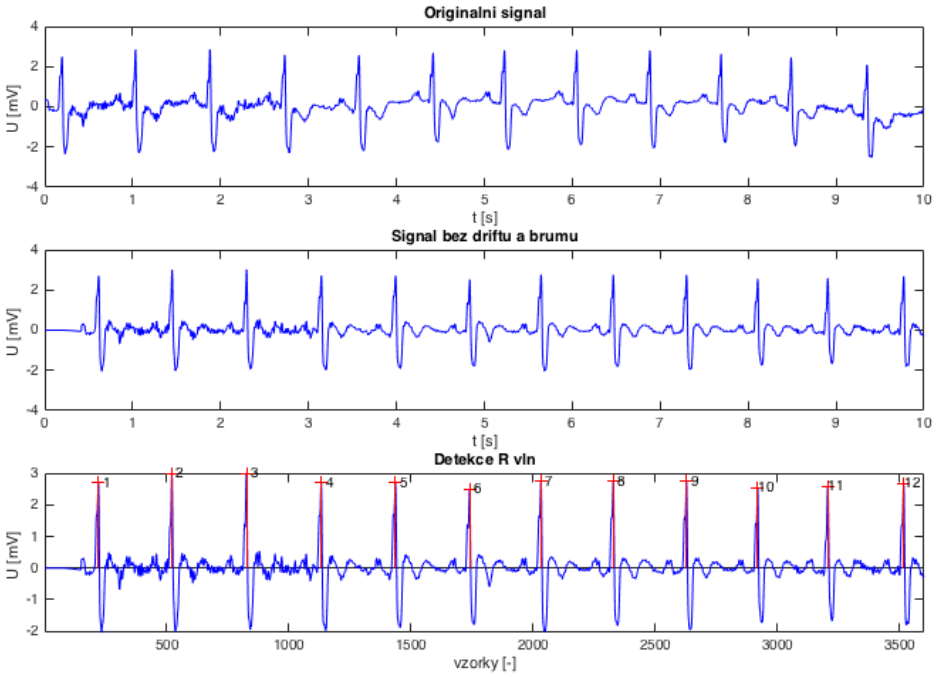
Na Obr. 7.5 a Obr. 7.6 můžeme vidět průběh umělého testovacího signálu *testVM1_250.mat.* Tento signál obsahuje menší intenzitu rušení. Podle hodnot SNR z tabulky 7.1 lze mezi sebou porovnat kvalitu úseků, avšak všechny jeho 10s úseky jsou zařazeny do kategorie Q1, tedy kategorie nejvyšší kvality s minimálním množstvím nežádoucího šumu.

Oproti tomu druhý umělý testovací signál *testVM2_250.mat* obsahuje vyšší šumovou složku a v prvním 10s úseku se vyskytuje RR interval delší než 3s. Algoritmus vyhodnotil správně tento úsek jako špatný a v tabulce 7.2 má nulovou hodnotu SNR a korelačního koeficientu. Další 10s úsek má hodnotu SNR menší než 15 dB a je proto vyhodnocen do klasifikační třídy Q2. Poslední úsek s hodnotou SNR 17,4 dB spadá do kategorie kvality Q1. Korelační koeficienty jsou vždy téměř rovny hodnotě 1. Je to způsobeno ideálním tvarem jednotlivých komplexů křivky EKG. V reálných záznamech se však hodnoty korelačních koeficientů budou značně lišit díky nestejnému tvaru komplexů.

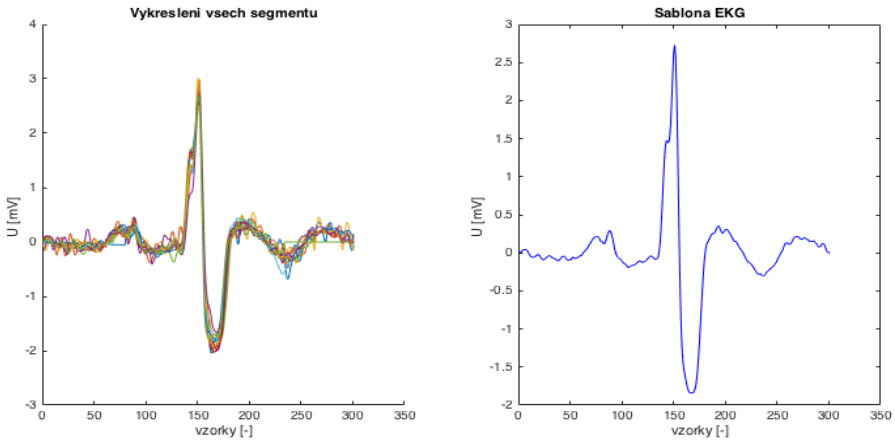
7.2 Testování na reálných datech EKG

7.2.1 SQI

Pro otestování této metody na reálných datech byly zvoleny 10s záznamy *118m.mat*, *219m.mat* a *233m.mat* z databáze MIT-BIH Arrhythmia Database, která patří pod Physionet.org. Vzorkovací frekvence u těchto signálu je 360 Hz.

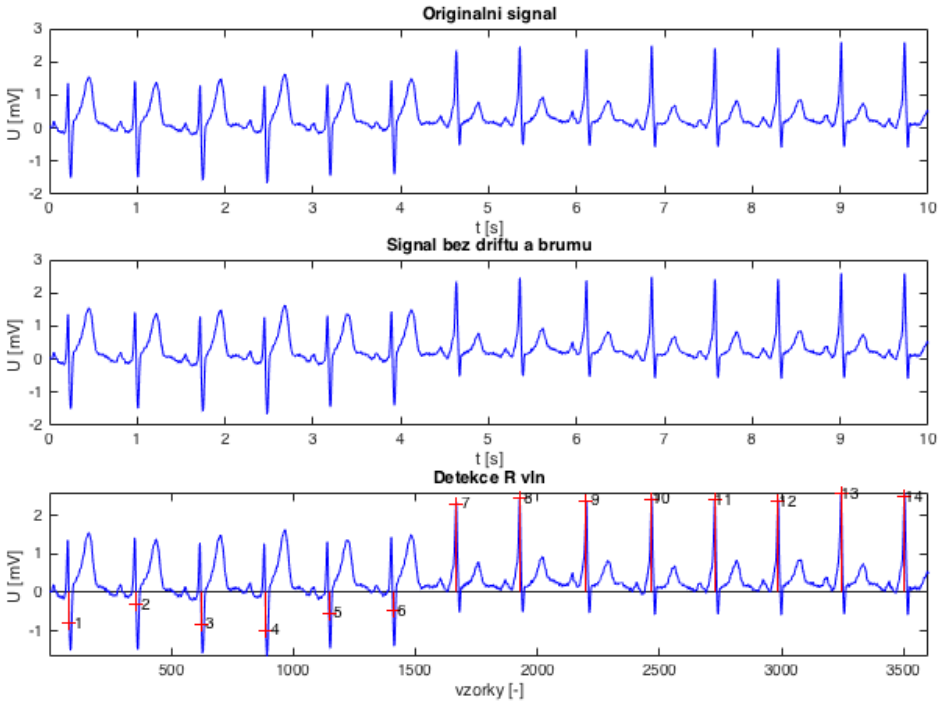


Obrázek 7.9 Testovací signál *118m.mat*

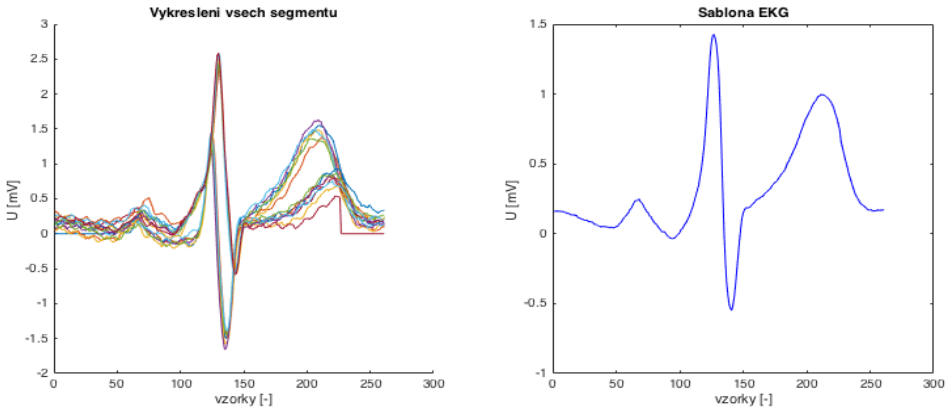


Obrázek 7.10 Segmentace a výpočet šablony signálu *118m.mat*

Hodnota korelačního koeficientu našeho prvního testovaného signálu *118m.mat* vyšla 0.98597. Znamená tedy velkou podobnost úseků a výsledná kvalita je vyhovující pro další analýzu. Průběh signálu, jeho filtraci s detekcí R vln a výpočet průměrné šablony můžeme pozorovat na Obr 7.9 a Obr. 7.10. V tomto signálu se v menší míře vyskytuje kolísání nulové izolinie a tak zde byla použita horní propust pro odstranění tohoto nežádoucího efektu.

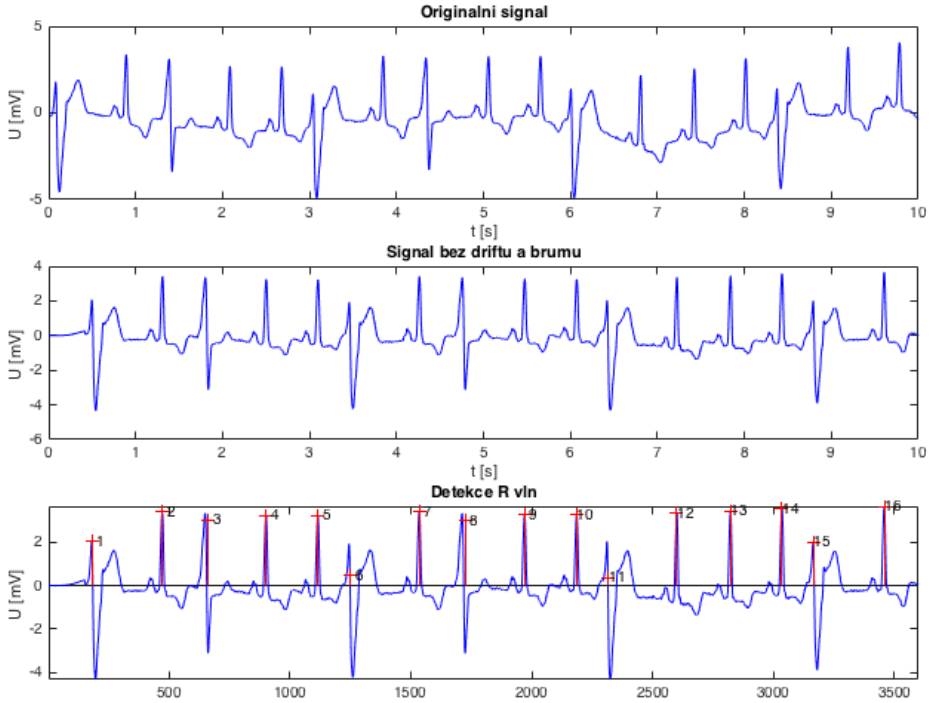


Obrázek 7.11 Testovací signál *230m.mat*

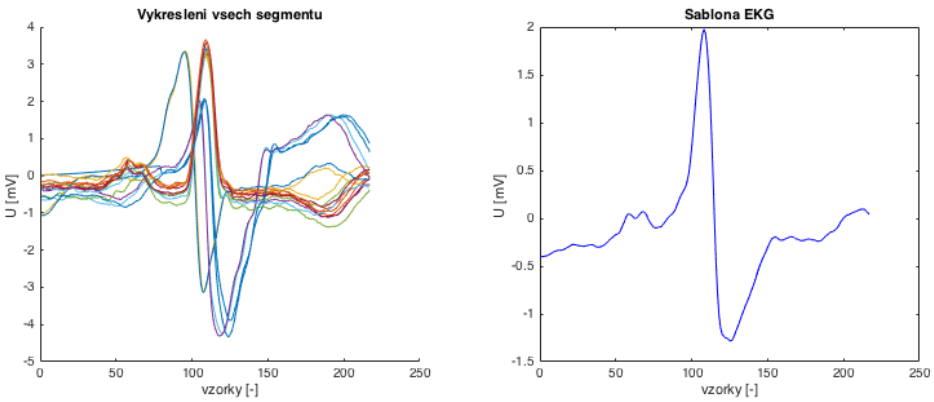


Obrázek 7.12 Segmentace a výpočet šablony signálu *230m.mat*

V dalším testovacím signálu *230m.mat* se nevyskytuje žádné rušení, a proto jsou vypnuty filtry potlačující drift a síťové rušení. Hodnota korelačního koeficientu vyšla 0.7564 a označuje tak signál nevhodné kvality. V 10s záznamu si můžeme povšimnout, že první část signálu po šestý komplex má odlišný průběh než zbývající část. Tato rozdílnost je pravděpodobně způsobená některou vadou převodního systému srdce. Metoda SQI tak tedy správně vyhodnotí rozdílnost signálu, ale tato rozdílnost nesouvisí s kvalitou signálu, která může být vyhovující. Tyto úseky se tedy musí dále ohodnotit lidským expertem, zda se jedná o srdeční vadu, nebo o nekvalitní záznam EKG.



Obrázek 7.13 Testování signálu *233m.mat*

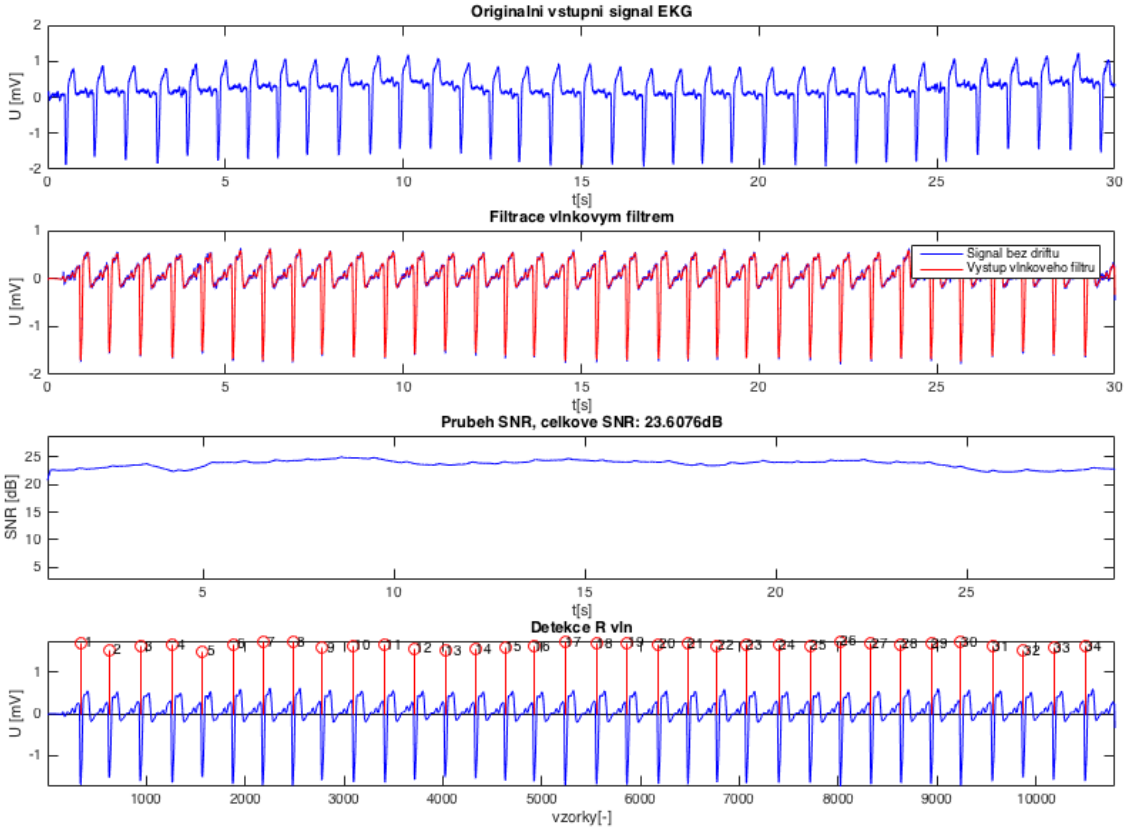


Obrázek 7.14 Segmentace a výpočet šablony signálu *233m.mat*

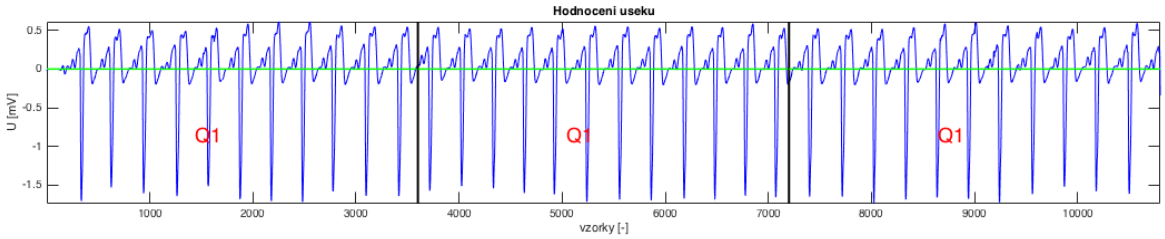
Poslední testovaný signál *233m.mat*, jehož průběh můžeme vidět na Obr 7.13, nesplňuje podmínku č.3, tedy poměr maximálního a minimálního intervalu RR je menší než 2.2 a signál je vyhodnocen s nevhodnou kvalitou. V tomto signálu se znovu objevuje některá ze srdečních poruch a pravidelně se zde střídá rozdílný komplex (pozice R vlny č.1, č.6, č.11 a č.15). Pro zajímavost, kdyby byla podmínka č.3 vynechána, korelační koeficient by nabýval hodnoty 0.59461 a signál by znovu byl vyhodnocen jako nevyhovující kvality a musel by být ohodnocen lidským expertem.

7.2.2 Vlastní metoda

Metodu SNR na reálných datech testovat nebudeme, protože naše vlastní metoda je její modifikací a průběžnou křivku uvidíme v grafech. Obě metody tak otestujeme zároveň na 30s záznamech z databází MIT-BIH a Challenge 2015 Training set.



Obrázek 7.15 Testování signálu *118m.mat*



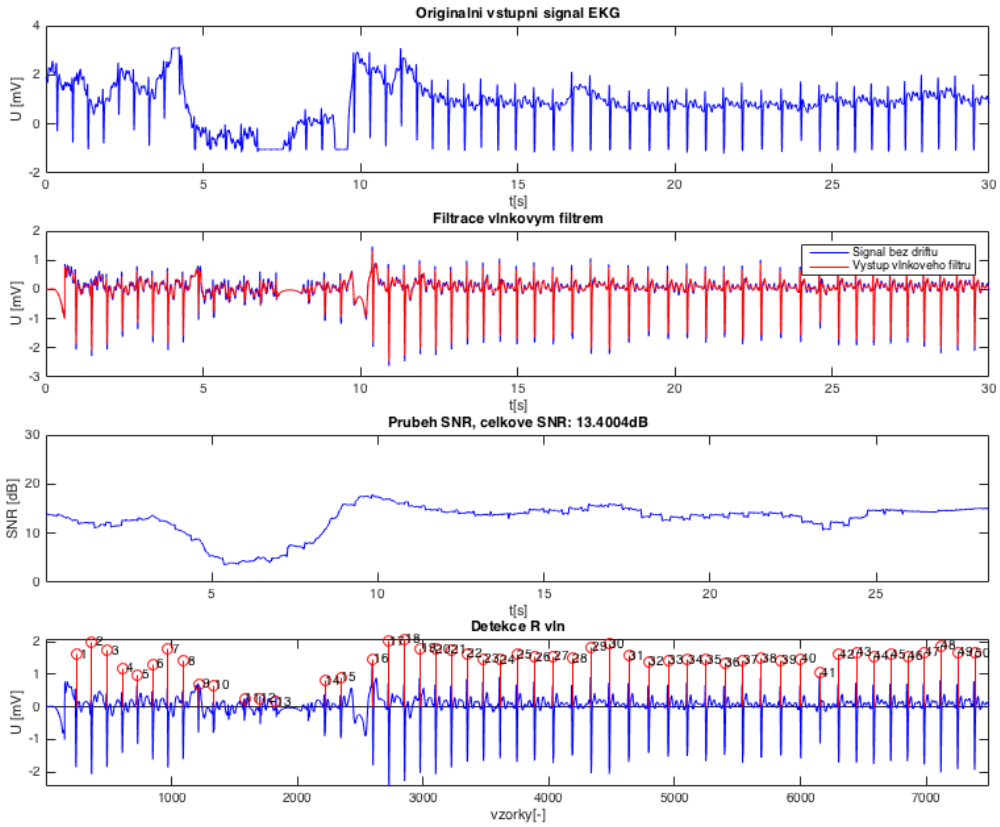
Obrázek 7.16 Hodnocení úseků signálu *111m.mat*

Tabulka 7.3 Výsledné hodnoty signálu *111m.mat*

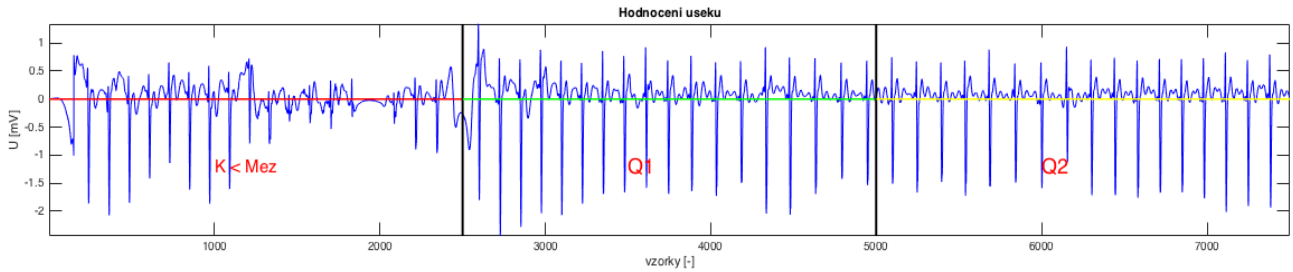
	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	23.6329	0.9929
Úsek č.2	24.0995	0.9973
Úsek č.3	23.1062	0.9959

Již na první pohled testovacího záznamu *111m.mat* můžeme určit jeho vysokou kvalitu, což dokazuje tabulka hodnot 7.3. Hodnoty SNR jednotlivých úseků se pohybují kolem 23 až 24 dB. Korelační koeficienty jsou téměř rovny hodnotě 1 a řadí tak všechny dílčí úseky do kategorie Q1. (Obr.7.16).V původním signálu se vyskytuje v menší míře kolísání nulové izolinie. V tomto případě bylo lepší zapnout filtr typu horní propust pro odstranění tohoto nežádoucího efektu.

Další testovací vzorek nebude z databáze MIT_BIH, ale z databáze Challenge 2015 Training set kvůli testovaní na zarušeném úseku reálného záznamu. Z minutového záznamu *t114sm.mat* se vzorkovací frekvencí 250 Hz byla vybrána druhá polovina z minutového záznamu kvůli lepší přehlednosti výsledků. Na Obr. 7.17 můžeme vidět průběh signálu, jeho filtraci, průběh SNR a detekci R vln. Signál je ve velké míře postižen kolísáním nulové izolinie a podle vyššího množství detekovaných R vln jde zřejmě o EKG při zvýšené tělesné aktivitě. Podle hodnot z tabulky 7.4 můžeme odhadnout kvalitu dílčích úseků. První 10s úsek je vyhodnocen jako špatné kvality, protože hodnota korelačního koeficientu nesplňuje definovanou mez. Na Obr. 7.18 můžeme vidět, že tento úsek obsahuje rozdílné komplexy lišící se svojí velikostí, tvarem i délkou trvání. V této části došlo i poklesu hodnoty užitečného signálu, a proto průběžná křivka SNR zde klesá. Další 10s úseky už mají dostatečnou vzájemnou podobnost, a podle hodnot SNR jsou zařazeny do tříd kvality. Druhý úsek je zařazen do kategorie Q1 a poslední úsek je zařazen do kategorie Q2.



Obrázek 7.17 Testování signálu *t114sm.mat*

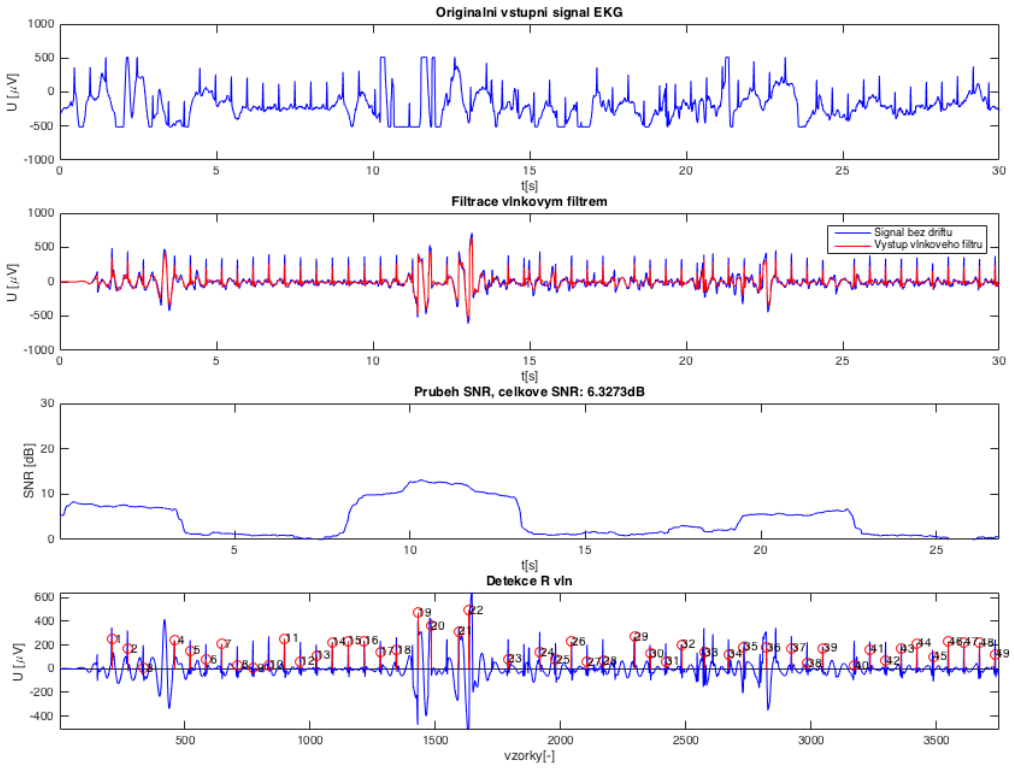


Obrázek 7.18 Hodnocení signálu *t114sm.mat*

Tabulka 7.4 Výsledné hodnoty signálu *t114sm.mat*

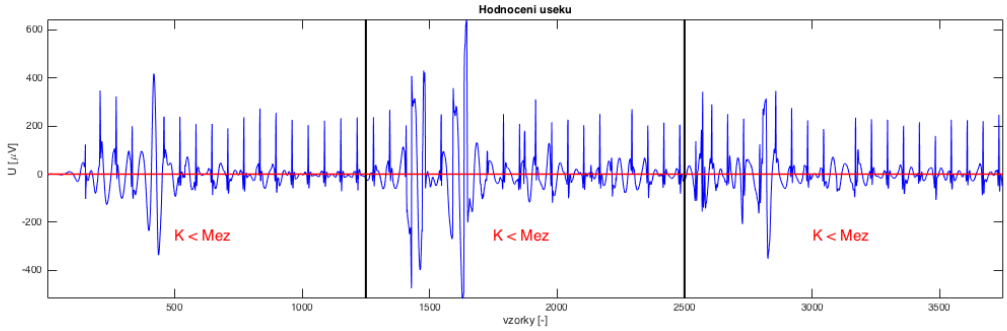
	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	11.0417	0.76842
Úsek č.2	15.16	0.9548
Úsek č.3	13.9311	0.9796

Další testovací signál *a00m.mat* se vzorkovací frekvencí 125 Hz, jehož průběh můžeme pozorovat na Obr. 7.19, představuje znovu úsek postižený driftem a různými rušivými artefakty vzniklé při samostatném měření, které ovlivňují jeho výslednou kvalitu. Ze signálu byl vybrán 30s úsek od 24 do 54 sekundy, kde se vyskytuje nejvíce nežádoucích jevů.



Obrázek 7.19 Testování signálu *a00m.mat*

Algoritmus správně vyhodnotil všechny úseky jako nevhodné kvality, protože ani v jednom není splněna podmínka, kdy korelační koeficient je větší než definovaná mez. Dokonce i hodnoty SNR jsou velice nízké. Ve druhém úseku je vyšší hodnota SNR než v ostatních úsecích, což můžeme vidět na průběžné křivce zvýšenou hodnotou. Je to způsobeno filtrací, kdy vlnkový filtr nedokázal potlačit rušivé prvky mezi 10 a 15 sekundou. Ve výsledku se na tomto úseku projeví, že je zde více užitečného signálu a tedy i vyšší hodnota SNR. Vypočítané hodnoty SNR a korelačních koeficientů jsou uvedeny v následující tabulce č.7.5.

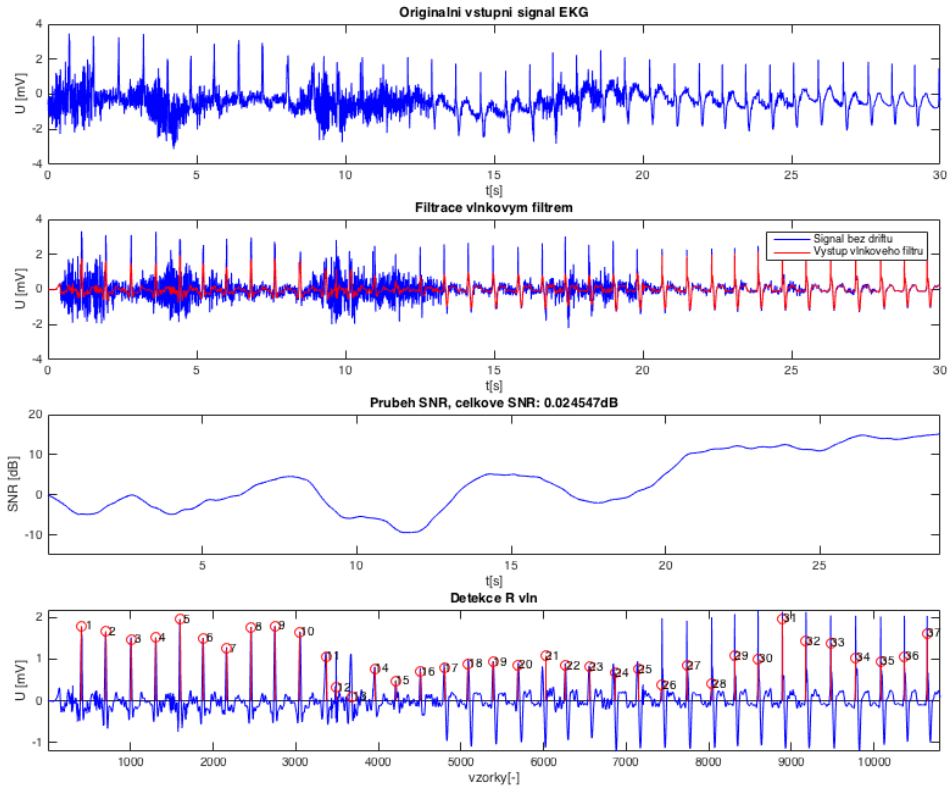


Obrázek 7.20 Hodnocení signálu *a00m.mat*

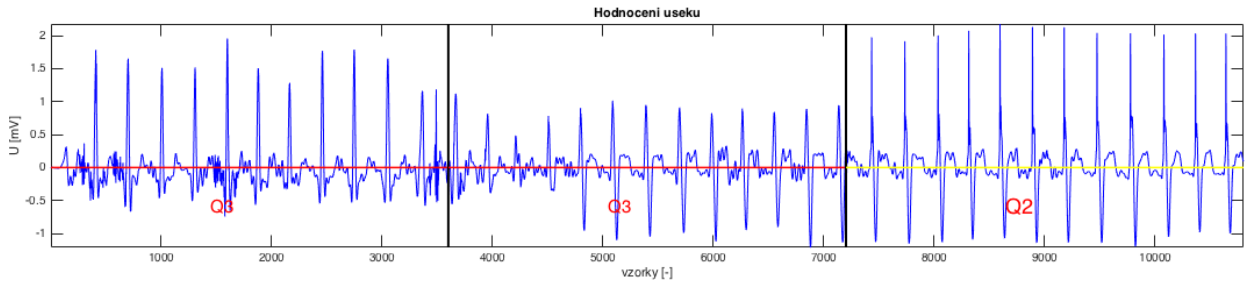
Tabulka 7.5 Výsledné hodnoty signálu *a00m.mat*

	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	5.1145	0.68405
Úsek č.2	8.4593	0.33306
Úsek č.3	3.7007	0.59891

V posledním testovacím signálu *104m.mat* se vzorkovací frekvencí 360 Hz z databáze MIT-BIH, byl vybrán 30s úsek postižený EMG rušením. Nejdříve bylo nutné upravit parametry vlnkového filtru tak, aby došlo k většímu potlačení v postižených částech a nedocházelo k potlačování v úsecích bez rušení. Na Obr. 7.21 můžeme tyto úseky pozorovat. Průběžná křivka SNR má zde klesající charakter a informuje nás o nízké kvalitě úseku. Navržený algoritmus správně zařadil první a druhý úsek do kategorie Q3 protože SNR těchto úseků má zápornou hodnotu a nejsou tedy vhodné pro další analýzu, protože by mohlo dojít ke zkreslené interpretaci. Z původního signálu je použitelný pouze poslední 10s úsek s hodnotou SNR přibližně 12dB a korelačního koeficientu 0.96.



Obrázek 7.21 Testování signálu *104m.mat*



Obrázek 7.22 Hodnocení signálu *104m.mat*

Tabulka 7.6 Výsledné hodnoty signálu *104m.mat*

	SNR [dB]	Korelační koeficient
Úsek č.1	-2.455	0.9462
Úsek č.2	-1.0743	0.6840
Úsek č.3	12.407	0.9618

7.3 Porovnání metod

Výstupní hodnocení metody SQI je hodnota průměrného korelačního koeficientu vypočítané šablony se segmenty a binární ohodnocení, zda kvalita signálu vyhovuje, či nevyhovuje. V přiloženém kódu si můžeme zobrazit hodnoty dílčích koeficientů a vidět tak míru jednotlivých podobností. Jako nevýhodou této metody se ukázalo, že si neumí poradit s EMG rušením a je potřeba mít velmi kvalitní QRS detektor. Další omezení je v délce testovaného signálu. Při déle trvajících záznamech by metoda nemusela odhalit méně kvalitní úseky a pokud by je odhalila, nevěděli bychom ve které části. Návrháři tuto metodu navrhli pouze pro 10s záznamy. Ve srovnání se SNR je však výpočetně méně náročná. Při testování na reálných datech se ukázalo, že tato metoda funguje zároveň jako detektor pravidelně se opakujících arytmií. Pokud se bude v záznamu pravidelně vyskytovat odlišný segment od ostatních částí signálu, bude se snižovat hodnota korelačního koeficientu, avšak kvalita signálu může být vyhovující. Záznamy které vyhodnotí metoda SQI jako špatné, je třeba překontrolovat lidským expertem a určit, zda se jedná o patologii, nebo je v úseku nežádoucí rušení.

Výstupem metody SNR je filtrovaný signál pomocí adaptivního vlnkového filtru, šumová složka, okamžitý průběh SNR a celková hodnota SNR signálu, ze které můžeme posoudit, zda je kvalita adekvátní pro další zpracování. Podle průběžné křivky přesně vidíme, kdy se poměr SNR mění a můžeme stanovit úseky podle kvality, což je obrovská výhoda oproti předchozí metodě. Další výhodou je libovolná délka analyzovaného signálu, hodí se jak pro krátkodobé, tak i pro dlouhodobé signály EKG. Nevýhodou je ale vyšší výpočetní náročnost daná vlnkovým filtrem.

Naše vlastní metoda je modifikace metody SNR, kdy se kombinují výhody obou metod a úseky signálu jsou analyzovány dvojím hodnocením. Signál EKG je filtrován pomocí vlnkového filtru. Následně je tento signál nasegmentován na krátké 10s úseky. V každém úseku proběhne detekce R vln, analýza intervalů RR, výpočet SNR a výpočet průměrného korelačního koeficientu. Podle získaných hodnot jsou dílčí úseky zařazeny do klasifikačních tříd kvality. Pokud není splněna některá podmínka, úsek se vyhodnotí jako nepřípustné kvality. Výsledkem naší metody je tabulka hodnot SNR, korelačních koeficientů jednotlivých úseků a dále pak grafické ohodnocení celého signálu s klasifikací do tříd podle kvality.

ZÁVĚR

Cíl této bakalářské práce bylo představit metody používané pro hodnocení kvality EKG signálů z odborných článků, popsat jejich princip a vybrané metody naprogramovat v prostředí Matlab.

Před samotnými metodami bylo třeba si představit základní poznatky o anatomické struktuře a funkční stránce srdce. Následoval popis Elektrokardiografie a základních částí EKG křivky. Dále různé typy rušení, kterou mohou u měření nastat, včetně způsobů, jak tyto jevy odstranit. Po teoretické části následuje představení jednotlivých metod z odborných článků a publikací. Metody byly naprogramovány v prostředí Matlab R2015b. Následně proběhlo jejich testování na uměle vytvořených datech a potom na reálných datech z databází MIT-BIH a Challenge 2015 Training Set.

Ze získaných výsledků testování jsme zjistili že metoda SQI je spíše na detekci rušivých prvků v signálu s ideálním průběhem, které se odlišují od ostatních částí křivky EKG. Během testování bylo zjištěno, že metoda funguje zároveň jako detektor pravidelných arytmií. Pokud se v úseku pravidelně vyskytuje odlišný komplex od ostatních, metoda vyhodnotí signál nevhodné kvality, přičemž kvalita může být vyhovující. V tomto případě je třeba výsledky posoudit lidským faktorem. Další nevýhodou se ukázalo, že si metoda neporadí se signály postižené EMG rušením. Výsledek analýzy signálu je míra podobnosti ve formě korelačního koeficientu a binární ohodnocení, zda je signál v dostatečné, či v nedostatečné kvalitě pro další analýzu.

Oproti tomu metoda SNR vypočítá celkovou hodnotu poměru užitečného signálu ku šumu, ale i její průběh. Lze tak pozorovat, jak se tato hodnota v závislosti na šumu mění. Odhad užitečného signálu se získá pomocí adaptivního vlnkové filtru, který tvoří nejdůležitější část. Výstupní signál z filtru se odečte od původního signálu a získáme tak šumovou složku a následuje počítaní SNR. Ze získaných dat můžeme říct, že filtr dosahuje výborný výsledků a odchylky jsou minimální.

Další část je věnována návrhu a testování vlastní metody, která představuje modifikaci metody SNR a kombinuje výhodou obou předchozích metod. Výsledkem je tabulka hodnot dílčích úseků a rozdělení těchto úseků do tříd lišící se svojí kvalitou. Metodu jsme otestovali nejdříve na umělých a následně na reálných datech s různými typy rušení a z dosažených výsledků lze vyvodit že je funkční a dá se použít jak pro krátkodobé, tak i pro dlouhodobé záznamy signálů EKG.

LITERATURA

[1] WILHELM, Z. *Stručný přehled fyziologie pro bakalářské studijní programy*. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, 2002, 108s. ISBN 8021028378

[2] Bernaciková, M., Kapounková, K., Novotný, J., Vomela, J., Vomelová, N. *Fyziologie člověka pro studenty bakalářských oborů Tělesné výchovy*. [online]. Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita, BRNO 2014 [cit. 2017-06-11]. ISBN: 978-80-210-7697-6 Dostupné z: https://publi.cz/books/151/08.html

[3] Balek, B., *Elektrické biosignály lidského těla měřené ISESEM*. [online]. Souhrnný sborník Veletrhu nápadů učitelů z fyziky, Olomouc 2011 [cit. 2017-06-11]. Dostupné z: http://vnuf.cz/sbornik/prispevky/16-01-Balek.html

[4] Akční potenciál v srdci, Portál wikiskripta.eu [online]. 2017 [cit 2017-06-11]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/w/Akčn%C3%AD_potenciál_v_srdci

[5] KOZUMPLÍK, J. *Analýza biologických signálů.* Brno: Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Vysoké učení technické v Brně, 2011

[6] BORSKÁ, L., et al. *EKG desatero*. 2. vydání. [Brno] : MSD, 2010. ISBN: 9788073921224

[7] MUDr. Haman P., *Základy EKG*. [online]. Plzeň [cit 2017-17-11]. Dostupné z: http://ekg.kvalitne.cz/popis5.htm

[8] HEŘMAN, P. *Biosignály z pohledu biofyziky: Vysokoškolská skripta*. 2006. vydání. 2006

[9] NAVRÁTIL, L., ROSINA, J., et al. *Medicínská biofyzika*. 2005. vydání. Praha: GRADA, 2005. 524 s. ISBN: 8024711524

[10] SIEGEL, J. *Generátor rušení EKG signálu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 44s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital.

[11] ROZMAN, J. *Elektronické přístroje v lékařství.* Vyd. 1. Praha: Academia, 2006, 406 s., xxiv s. barev. obr. příl. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.

[12] KOLÁŘ, V. *Elektromagnetická kompatibilita*. [online]. [cit. 25-11-2017]. Dostupné z: http://fei1.vsb.cz/kat420/vyuka/FEI/EMC/sylaby/12_Impulzni_ruseni.pdf

[13] SILVA, Ikaro; MOODY, George B.; CELI, Leo. *Improving the quality of ECGs collected using mobile phones*: The Physionet/Computing in Cardiology Challenge 2011. In: Computing in Cardiology, 2011. IEEE, 2011. p. 273-276.

[14] C. Orphanidou, T. Bonnici, P. Charlton, D. Clifton, D. Vallance, and L. Tarassenko, *Signal-quality indices for the electrocardiogram and photoplethysmogram: derivation and applications to wireless monitoring*, IEEE journal of biomedical and health informatics, vol. 19, no. 3, pp. 832, 2015.

[15] GHOLINEZHADASNEFESTANI, S., A. TEMKO, N. STEVENSON, G. BOYLAN, G. LIGHTBODY a W. MARNANE. *Assessment of Quality of ECG for Accurate Estimation of Heart Rate Variability in Newborns.* IEEE [online].2015, (978-1-4244-9270-1) [cit. 2017-12-12] .

[16] SMITAL, L., KOZUMPLÍK, J., *EMG_MAKER;* Softtware pro generování myopotenciálů. Ústav biomedicínského inženýrství, FEKT VUT v Brno, Kolejní 4, 61200 Brno. (software)

[17] JOSHUA, J., KOZUMPLÍK, J., SMITAL, L., *Vlnkový wienerovský filtr svalového rušení v EKG signálech,* Elektrorevue [online]. 2015, Brno, [cit. 2018-01-03]. ISSN 1213-1539

[18] BEHÁŇOVÁ, Andrea Maximalizace diagnostické výtěžnosti signálů EKG: bakalářská práce. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2017. 57 s. Vedoucí práce Ing. Martin Vítek, Ph.D.